

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Matija Naglić

Zagreb, 2013.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Mjerenje ljudskog gibanja

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing.

Student:

Matija Naglić

Zagreb, 2013.

Izjavljujem da sam završni rad na temu „Mjerenje ljudskog gibanja“ izradio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija i navedenu literaturu.

Matija Naglič

Velike zahvale mentoru, doc. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na pruženoj pomoći pri odabiru i obradi teme.

Također, zahvaljujem se doc. dr. sc. Mariju Kasoviću na pomoći prilikom snimanja u Laboratoriju za biomehaniku na Kineziološkom fakultetu.

Posebno hvala mojim roditeljima na potpori i strpljenju ukazanoj tokom studija.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Matija Naglić**

Mat. br.: 0035170414

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Mjerenje ljudskog gibanja**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Measurement of Human Movement**

Opis zadatka:

Kod proučavanja biomehanike ljudskog gibanja vrlo su važne veličine koje se mogu izmjeriti, tj. kinematički podaci, podaci o silama i momentima koji djeluju na ispitanika te podaci o bioelektričnim promjenama (EMG signali) koje su povezane s mišićnom aktivnosti. U radu treba opisati primjenu mjernog sustava BTS Elite i Kistler platforme pri utvrđivanju karakterističnih veličina pri ljudskom hodu.

Potrebno je:

- opisati princip rada Kistler platforme i mjernog sustava Elite,
- provesti mjerenje za hod normalnom brzinom uz primjenu Davisova protokola,
- opisati postupak prikupljanja, redukcije i normalizacije podataka,
- objasniti utvrđene rezultate te mogućnost primjene u kliničke svrhe,
- opisati mogućnosti, prednosti i eventualne nedostatke primjene sustava BTS Elite i Kistler platforme u biomehaničkim istraživanjima.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

16. studenog 2012.

Zadatak zadao:

Rok predaje rada:

1. rok: 15. veljače 2013.

2. rok: 11. srpnja 2013.

3. rok: 13. rujna 2013.

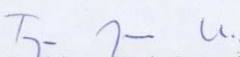
Predviđeni datumi obrane:

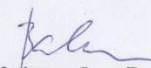
1. rok: 27., 28. veljače i 1. ožujka 2013.

2. rok: 15., 16. i 17. srpnja 2013.

3. rok: 18., 19., i 20. rujna 2013.

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić


Prof. dr. sc. Igor Balen

Sadržaj

Popis slika	II
Popis tablica	III
Popis oznaka	IV
Sažetak.....	V
Summary	VI
1. Uvod	1
2. Mjerni sustav ELITE	5
2.1 Općenito o sustavu	5
2.2 Kalibracija radnog prostora	6
2.3 Snimanje ispitanika.....	7
2.4 Korekcija i rekonstrukcija podataka	7
3. Kistler platforma	8
3.1 Opis rada.....	8
3.2 Odnosi između sila i momenata i izlaznog signala platforme	9
3.3 Značajke platforme	11
3.4 Presjek platforme	12
3.5 Kalibracija platforme	15
4. Prikupljanje, redukcija i normalizacija podataka	16
5. Rezultati mjerenja	20
5.1 Sile reakcije podloge	20
5.2 Dijagrami normaliziranih podataka	23
5.3 Pomaci	24
5.4 Kutovi.....	32
6. Zaključak.....	38
Literatura	39

Popis slika

Slika 1.	Ciklus ljudskog hoda [14]	1
Slika 2.	Ravnine ljudske anatomije [5].....	2
Slika 3.	Prikaz mjernog sustava [6]	4
Slika 4.	Shematski prikaz ELITE sustava	5
Slika 5.	Amass protokol kalibracije [7]	6
Slika 6.	Thor protokol kalibracije [7]	6
Slika 7.	Kistler platforma [7]	8
Slika 8.	Koordinatni sustav platforme [4]	9
Slika 9.	Presjek platforme [4]	12
Slika 10.	Presjek platforme u smjeru y osi [4]	13
Slika 11.	Kalibracija platforme po Amass protokolu [7]	15
Slika 12.	Kalibracija platforme po Thor protokolu [7]	15
Slika 13.	Postavljanje markera po Davis protokolu [3]	16
Slika 14.	Model ispitanika od markera spojenih linijama.....	17
Slika 15.	Primjer neispravnog prolaza	18
Slika 16.	Prikaz mjerenja u „3D viewer“ sučelju.....	18
Slika 17.	Dijagram poprečne komponente sile.....	20
Slika 18.	Dijagram uzdužne komponente sile	21
Slika 19.	Dijagram vertikalne komponente sile.....	21
Slika 20.	Dijagram hvatišta sile	22
Slika 21.	Dijagram normalizirane poprečne komponente sile	23
Slika 22.	Dijagram normalizirane uzdužne komponente sile	24
Slika 23.	Dijagram normalizirane vertikalne komponente sile	24
Slika 24.	Dijagram pomaka vrha desnog stopala	25
Slika 25.	Dijagrami pomaka desnog gležnja	26
Slika 26.	Dijagrami pomaka desnog koljena.....	27
Slika 27.	Dijagrami pomaka desne točke kuka	28
Slika 28.	Dijagrami pomaka križne kosti.....	29
Slika 29.	Dijagrami pomaka desnog ramena	30
Slika 30.	Dijagrami pomaka lijevog ramena	31
Slika 31.	Dorzifleksija i plantarfleksija stopala [15]	32
Slika 32.	Dijagram dorzi plantafleksije stopala.....	33
Slika 33.	a) fleksija-ekstenzija koljena [16] b) rotacija koljena [17]	33
Slika 34.	Dijagram fleksija-ekstenzija koljena.....	34
Slika 35.	Dijagram rotacije koljena	34
Slika 36.	Naklon i rotacija ramena [18]	35
Slika 37.	Dijagram rotacije ramena	35
Slika 38.	Dijagram naklona ramena.....	36
Slika 39.	a) naklon zdjelice [2]	36
Slika 40.	Dijagram naklona zdjelice	37
Slika 41.	Dijagram rotacije zdjelice.....	37

Popis tablica

Tablica 1.	Tehničke karakteristike Kistler platforme.....	14
Tablica 2.	Antropometrija.....	16

Popis oznaka

Oznaka, jedinica, značenje

x, y, z - osi koordinatnog sustava

f , [Hz] - frekvencija

F_x, F_y, F_z , [N] - komponente rezultantne sile

F , [N] - rezultantna sila

M_x, M_y, M_z , [Nm] - komponente momenta u točki djelovanja rezultantne sile

M'_x, M'_y, M'_z , [Nm] - komponente momenta u točki djelovanja rezultantne sile

a_x, a_y , [mm] - koordinate točke hvatišta rezultantne sile

$F_{x_1} \dots F_{x_4}$, [N] – komponente sila senzora u smjeru osi x

$F_{y_1} \dots F_y$, [N] – komponente sila senzora u smjeru osi y

$F_{z_1} \dots F_{z_4}$, [N] – komponente sila senzora u smjeru osi z

a , [mm] – udaljenost u smjeru osi x senzora od ishodišta koordinatnog sustava

b , [mm] – udaljenost u smjeru osi y senzora od ishodišta koordinatnog sustava

Sažetak

U ovom radu obradio sam temu „Mjerenje ljudskog gibanja“, pri čemu je provedeno mjerenje ljudskog hoda normalnom brzinom uz primjenu Davisovog protokola koristeći Kistler platformu i BTS Elite sustav. Opisan je postupak prikupljanja, redukcije i normalizacije podataka, te prednosti i nedostaci ovakvog sustava.

Ključne riječi: Ljudski hod, BTS sustav ELITE, Kistler platforma, Davisov protokol

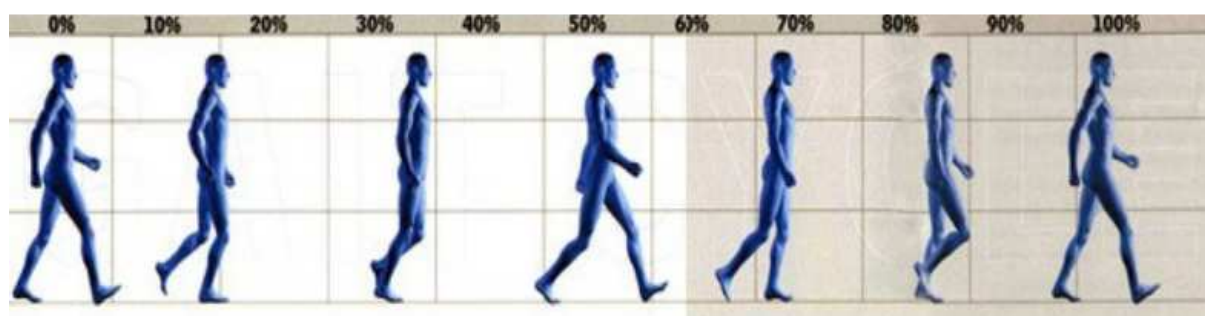
Summary

In this work I described „Measuring of Human Movement“ subject, in which is made the measurement of human normal speed walk using Davis protocol, Kistler platform and BTS Elite system. The process of data collection, reduction and normalization is described as the advantages and disadvantages of such system.

Key words: human walk, BTS system ELITE, Kistler platform, Davis protocol

1. Uvod

Ljudsko gibanje je složen sustav. Kretanje nekog tijela se najjednostavnije može definirati kao promjena položaja tijela u prostoru tokom vremena. Svako se kretanje odvija uslijed djelovanja sila i momenata pod promjenjivim kutovima. Hod je osnovni proces kretanja, specifičan za svaku osobu pojedinačno. Pri hodanju prema naprijed, prvo se oslanjamo na jednu nogu, pa zatim na drugu, tako da nam je u određenom trenutku sva težina na jednoj nozi. Postoje razne varijacije hoda od čovjeka do čovjeka ovisne o tjelesnim razlikama, no varijacije postoje i kod svake osobe zasebno i ovise o puno parametara, potencijalnoj ozljedi, vrsti obuće, umoru, raspoloženju. Hod započinje osloncem pete na podlogu, potom oslanjanja cijelog stopala. Pri tom pokretu stopalo postaje statično i fiksirano, a sve se promjene događaju od stopala naviše. Zglobovi stopala se prvi prilagođavaju izvedenom pokretu u čemu ga prate skočni i koljenski zglob te zglob kuka, zdjelica i kralježnica. Na kraju se pomiču i ruke koje reagiraju kao kontrabalans. Prilikom hoda odnos među zglobovima se konstantno mijenja. Uloga mišića u pokretanju zglobova je također vrlo velika, točnije imaju funkciju da pojedine zglobove noge pokreće, a druge učvršćuje ovisno o fazi hoda. Ispravno i koordinirano hodanje podrazumijeva usklađene pokrete ruku i nogu, suprotna ruka u odnosu na nogu, kao i disanje koje mora biti usklađeno s ritmom hodanja. Kako bi se zadržao sklad i koordinacija hoda treba upozoriti na još nekoliko čimbenika. Pogled treba biti usmjeren 3-5 metara prema naprijed, u protivnome ako se gleda u zemlju vrat i leđa se grbe. Mišići trbuha trebaju biti lagano stegnuti, tada su bolja potpora kralježnici. Korak ne smije biti niti kratak niti predug, u protivnom se gubi sklad, a time i smisao hodanja. Normalan ritam hoda je 90 do 120 koraka u minuti, s tim da žene u minuti učine 6-9 koraka više od muškaraca. Kako je prikazano na slici 1 ciklus hoda se sastoji od dva koraka, te predstavlja interval između dva uzastopna kontakta s podlogom istog ekstremiteta. Pri hodanju čovjeka razlikujemo dvije faze, fazu oslonca i fazu njihanja.



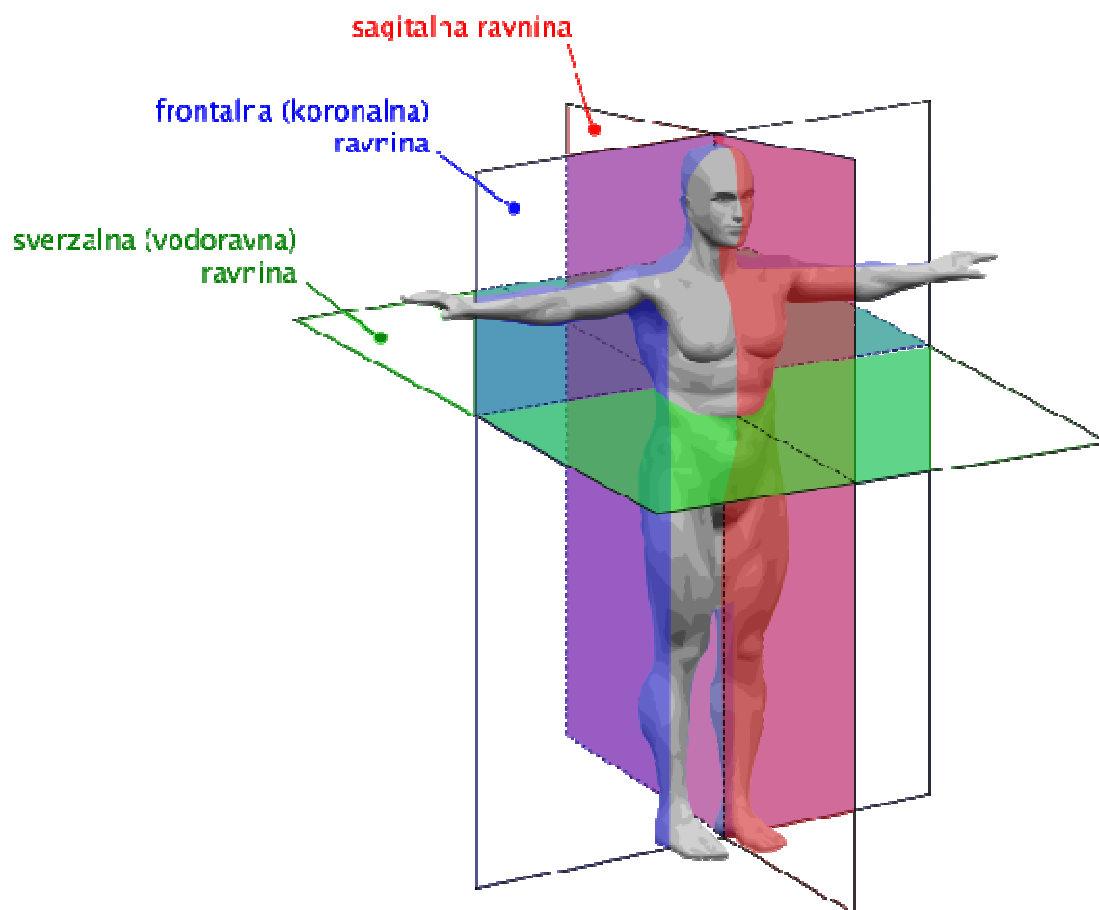
Slika 1. Ciklus ljudskog hoda [14]

Faza oslonca čini 60% ciklusa hoda i sastoji se od inicijalnog kontakta petom, odgovora na opterećenje(stopalo cijelom površinom na podlozi), međufaze(cijela težina samo na tom stopalu), završna faza(odizanje pete) i predzamaht tj. odizanje prstiju.

Faza njihanja čini preostalih 40% ciklusa hoda i sastoji se od 3 dijela, inicijalno njihanje(akceleracija, odizanje stopala od poda), međunjihanje(prolazak noge pored opterećene) i završnog njihanja(usporenje, priprema za inicijalni kontakt). [1]

Sustav za pokretanje, tj. lokomotorni sustav, posebno je osjetljiv na vanjske podražaje, izgrađen je tako da se razmjerno brzo može prilagoditi svemu što vlasnik od njega očekuje. S povećavanjem opterećenja sustava, povećava se izdržljivost, uskraćivanjem opterećenja on se uljenjuje te se smanjuje njegova ukupna otpornost. Njegov primjer dalje slijede i unutarnji organi, prvenstveno probavni trakt, srce, pluća te potom i sustav žlijezda s unutarnjim lučenjem. Po nekim istraživanjima zbog lošeg odnosa prema lokomotornom sustavu pati i sam središnji živčani sustav, posebice mozak. Zato se danas u općoj prevenciji bolesti uvijek kreće od lokomotornog sustava. Prilikom proučavanja ljudskog hoda anatomiju čovjeka možemo definirati sa tri ravnine (slika 2):

- sagitalna ravnina
- frontalna ravnina
- transverzalna ravnina



Slika 2. Ravnine ljudske anatomije [5]

Odstupanja kod hoda se mogu javiti iz više razloga, kao reakcija nakon traume kostiju, mišića, zglobova i artroze jednog ili više zglobova. Kao posljedica ovog niza može se javiti smanjenje ili gubitak pokreta u nekom od zglobova, što uzrokuje povećanu pokretljivost u drugom zglobu. Ako je iz bilo kojeg razloga prisutna bol u koljenu, posljedica te boli je nemogućnost ispružanja, tj. ekstenzije. Iz toga se može zaključiti da pojavom boli u području zdjelice, kuka, koljena, skočnog zgloba ili stopala potiču bolan hod pri čemu naši pokreti više

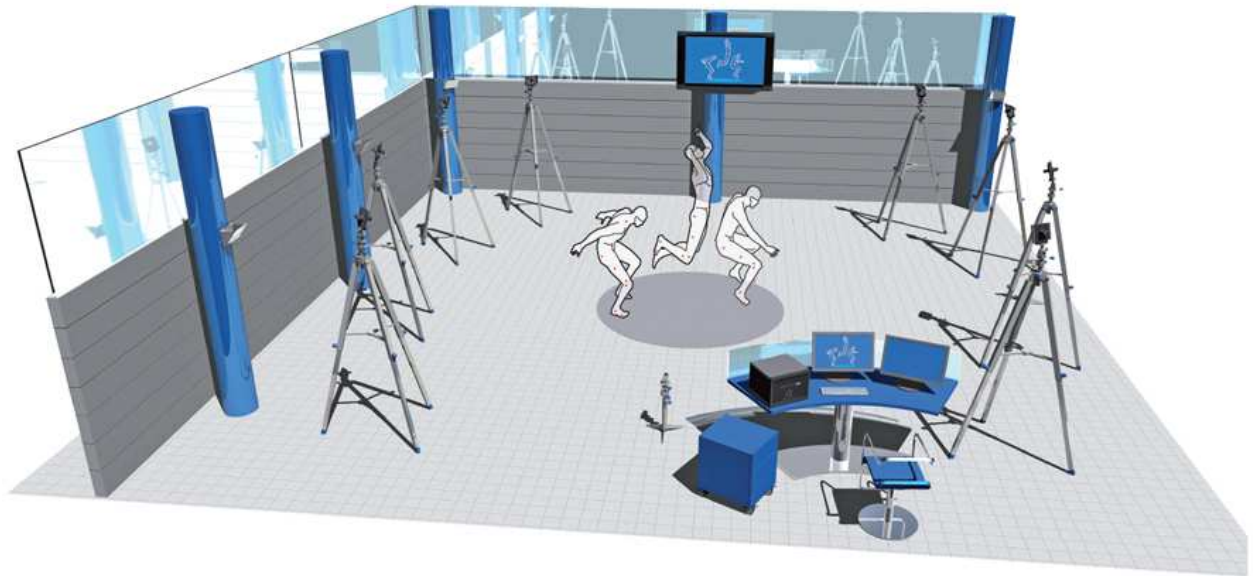
nisu ujednačeni, ekstremiteti se više ne kreću ujednačeno radi pojave obrambenog mehanizma na bol. Oslonac na ozlijeđenu nogu je mekši i vremenski kraći nego na zdravu nogu.

Analiza hoda se provodi s ciljem utvrđivanja uzroka nepravilnosti hoda kod individualnih pacijenata, korištenja tih informacija u planiranju metoda tretmana i evaluacije učinka odabranih metoda tretmana. Potrebno je napomenuti da se analiza hoda ne provodi isključivo kod osoba kod kojih je nastupila promjena lokomotornog sustava, često se analizira lokomotorni sustav sportaša, vrše se najčešće analize normalnog hoda, trčanja i skoka u svrhu poboljšanja kretanja i postizanja vrhunskih rezultata.

Unazad nekoliko desetaka godina došlo je do značajnog razvoja biomehaničkih metoda mjerenja i analize ljudskog kretanja u svrhu ocjenjivanja stanja zdravih i bolesnih osoba. Osim u dijagnostičke svrhe, parametri analize se koriste i u rehabilitacijske svrhe, kao i u svrhe poboljšanja mogućnosti hoda kod planiranja ortopedskih operacija i izrade protetičkih naprava. Moderan pristup analizi ljudskog kretanja se oslanja na ubrzani razvoj tehnologije, laboratorijska mjerenja i analizu. Klinike i instituti diljem svijeta su mjesta gdje se skuplja znanje i iskustva na ovom polju, što pridonosi razvoju područja poput ortopedije, neurologije, rehabilitacije i sportske medicine. Prva znanstvena proučavanja hoda počela su još u vrijeme Da Vinci, Galilea i Newtona, Giovanni Alfonso Borelli je definirao centar gravitacije. Pojavom prvih (filmskih) kamera krenula su prva snimana proučavanja hoda. Nakon drugog svjetskog rata, počela su prva mjerenja ljudskog hoda u svrhu rehabilitacije i zbrinjavanja povreda nastalih u ratu.[2] Kombiniranjem izmjerenih veličina sa onima koji proizlaze iz inercijskih svojstava tjelesnih segmenata i tijela u cjelini, moguće je matematički procijeniti unutrašnje sile i momente sila koji djeluju u zamišljenim središtima zglobova sustava. Kao izlazni rezultat dobivamo očitavanja krivulja u funkciji vremena poput sila i momenata reakcija podloge, koordinate hvatišta rezultante sile prilikom oslanjanja na podlogu, momenti i kutovi u pojedinim zglobovima te više kanalni površinski EMG signali. Također, mjerenje je upotpunjeno i sa 3D animacijom kretanja ispitanika i video zapisom.

Sustavi za bilježenje parametara kretanja osobe koji su do danas pokazali kao najpraktičniji su optoelektronički sustavi s pasivnim markerima. Primjer takvog sustava je sustav ELITE, proizvod tvrtke BTS Bioengineering s kojim je provedeno i mjerenje ispitanika. Sustav za mjerenje se nalazi u Laboratoriju za biomehaniku na Kineziološkom fakultetu, a sastoji se od Kistler platforme dimenzija 600x400mm koja mjeri silu reakcije podloge, ELITE sustava koja uključuje 8 kamera CCD tipa, frekvencije 100Hz i 8-kanalnu telemetrijsku površinsku elektromiografiju spojenu na računalo. Prostor je dimenzija 13x9m. Shematski prikaz Laboratorija je prikazan na slici 3.

Pri mjerenju se koristio Davisov protokol, razvijen u svrhu analize hoda i podrazumijeva standardizirani način prikupljanja kinematičkih podataka prilagođen kliničkoj medicinskoj uporabi.

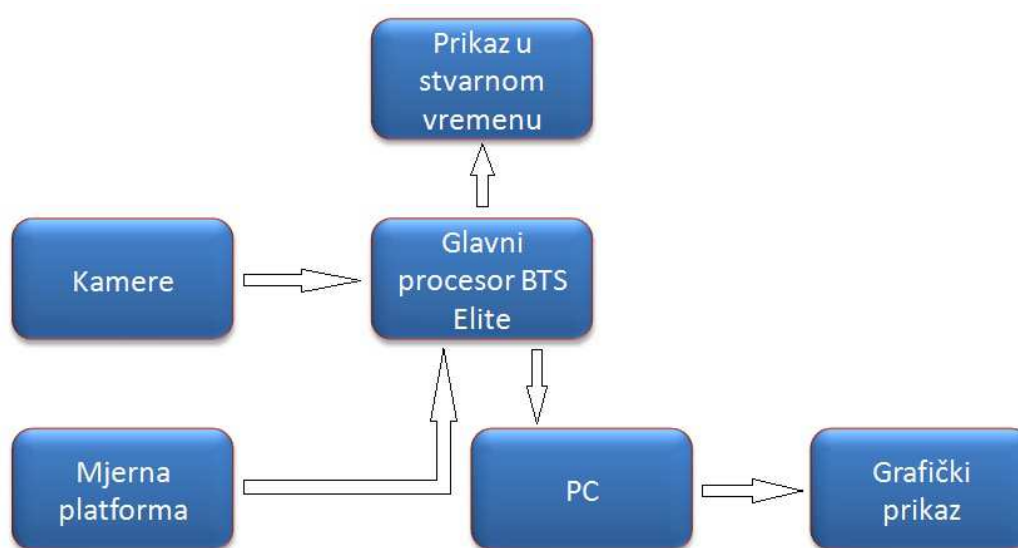


Slika 3. Prikaz mjernog sustava [6]

2. Mjerni sustav ELITE

2.1 Općenito o sustavu

Mjerni sustav ELITE je proizvod talijanske firme „BTS Bioengineering“ iz Milana koji se primjenjuje u različitim područjima istraživanja gdje je potrebna analiza gibanja. Radi se o sustavu za 3D analizu pokreta, tj. omogućava praćenje i utvrđivanje prostornih koordinata posebno označenih točaka na tijelu te obradu snimljenih signala u stvarnom vremenu. Shematski prikaz je prikazan na slici 4. Mjerna platforma, u ovom slučaju Kistler platforma, je sastavni dio opreme. Sustav omogućuje istovremeno procesiranje digitalnog signala od kinematičke analize i analognog signala s platforme za mjerenje sila.



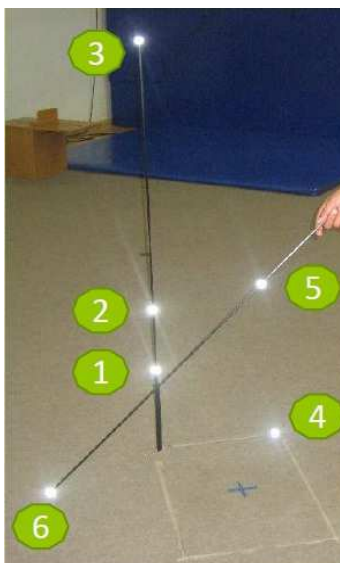
Slika 4. Shematski prikaz ELITE sustava

Sustav se sastoji od 8 CCD (Charge Coupled Devices) kamera, frekvencije 100 Hz posebno osjetljivih na infracrveni dio spektra. Na kamerama se nalaze bljeskalice u obliku LED dioda koje emitiraju infracrvene zrake, a sinkronizirane su s kamerama. Uz 8 CCD kamera, u prostoru se nalaze i dvije obične kamere, frekvencija 30 Hz s kojima se snima cijelo testiranje iz 2 kuta. Kao što je već spomenuto kamere prate pokrete posebno označenih točaka, reflektirajućih markera postavljenih na tijelo u pokretu, koji reflektiraju infracrvene zrake odaslane sa CCD kamera. Preko software-a instaliranog na računalu se vrši priprema i prate parametri snimanja. Važno je da prostorija bude ravnomjerno osvijetljena, bez odbljesaka da ne se ne bi pojavile greške u mjerenju. Cijeli se proces nadgleda preko ekrana u stvarnom vremenu da bi se lakše odradile pripreme snimanja, kao što je eliminacija potencijalnih odbljesaka i namještanje kamera, ali i za praćenje samog procesa snimanja. Mozak sustava je BTS Elite procesor, na koji se vežu ostali uređaji. Kamere pretvaraju svjetlosni signal u elektrone i onda u digitalni zapis preko čipa te se takav podatak šalje procesoru koji analizira svaki *frame*. Podaci o 2D položaju markera koji dolaze sa svake kamere se zapisuju na memoriju računala, te se na temelju tih podataka izračunavaju koordinate markera.

Komunikacija između računala i mjerne platforme je ostvarena preko DMA (Direct Memory Access) kartica.

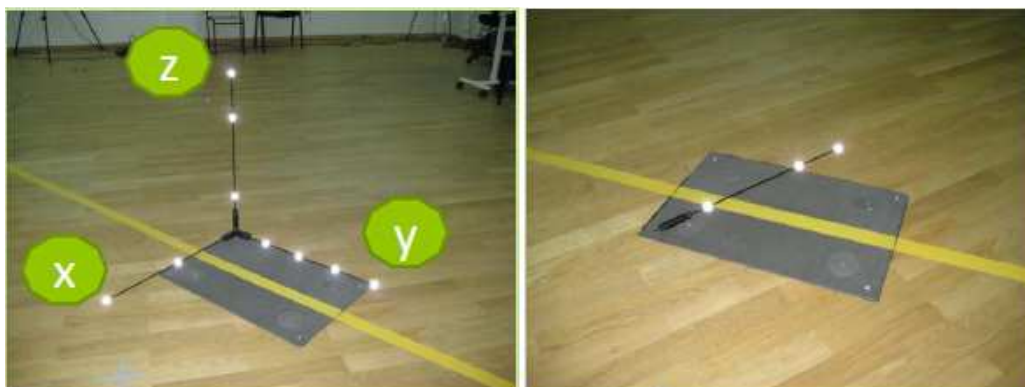
2.2 Kalibracija radnog prostora

Prvi korak pripreme sustava za rad je kalibracija radnog prostora i mjerne platforme. Kalibracija prostora se provodi da bi se definirao radni volumen u kojem se izvodi testiranje, i provodi se po Amass ili Thor protokolu.



Slika 5. Amass protokol kalibracije [7]

Kao što je prikazano na slici 5 kod Amassovog protokola na rub platforme se vertikalno postavlja štapić sa 3 reflektirajuća markera (1, 2, 3), te se na definiranoj udaljenosti na drugi rub platforme stavlja jedna reflektirajuća oznaka (4). Na slobodnom štapiću definirane duljine se nalaze još dvije oznake (5, 6), definiranih udaljenosti. Sa slobodnim štapićem osoba koji upravlja sustavom maše kroz prostor kalibriranja 30 do 60 sekundi.



Slika 6. Thor protokol kalibracije [7]

Druga vrsta kalibracije, kalibracija po Thor protokolu kao što je prikazano na slici 6 koordinate prostora se definiraju sa koordinatnim okvirom s devet statičkih markera pri čemu koordinata y označava smjer kretanja, koordinata x je poprečna os, tj. predstavlja poprečno (lateralno) gibanje, dok je os z vertikalna koordinata. Njihovo ishodište označava centar prostora i pozicija se snima 10 sekundi. Uz okvir potreban je i štap sa 3 markera poznatih duljina i razmaka između njih. Operater maše kroz prostor kalibriranja štapom otprilike 90 sekundi. Kalibracijom radnog prostora definiran je referentni koordinatni sustav i nije ga potrebno ponavljati za nova mjerenja. Sustav u Laboratoriju za biomehaniku na Kineziološkom fakultetu je potrebno kalibrirati nakon određenog broja mjerenja jer su kamere postavljene na dvoranski parket, pokraj prostorije za vježbanje od koje je Laboratorij za mjerenje odvojenom običnom zavjesom te zbog vibracija dolazi do postepenog pomicanja kamera. Također treba izbjegavati nepotrebnu buku.

2.3 Snimanje ispitanika

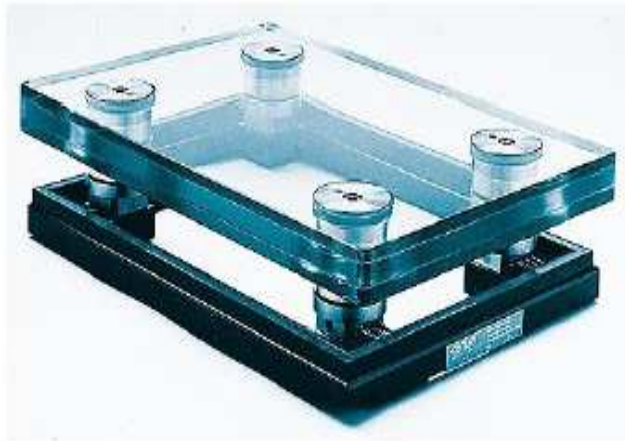
Nakon postupka kalibracije, postavljaju se markeri na ispitanika te se definira model da bi sustav mogao obraditi kinematičke podatke. Postavljani markeri se međusobno spajaju u vezu čime se dobiva model ispitanika. Svaki marker mora biti definiran u koordinatnom prostoru. Snimanje se provodi u kalibriranom radnom prostoru. Da bi snimanje moglo započeti potrebno je u programu (Smart Analyzer) definirati podatke za kinematiku i platformu, te broj kamera, broj markera, broj mjernih platformi. Kod snimanja kinematičkih podataka, na računalu se kreira datoteka koja sadrži podatke koje je računalo dobilo prilikom snimanja od sustava, a podaci su ustvari dvodimenzionalne koordinate točaka markera. Podaci se šalju sa kamera prema procesoru sa svake kamere za svaki marker i svaku sliku (*frame*), procesor šalje podatke na računalo.

2.4 Korekcija i rekonstrukcija podataka

Program korigira dvodimenzijske podatke svake kamere zbog njihove vlastite iskrivljenosti te pomoću stereometrijskih presjeka izračunava trodimenzijske koordinate svakog markera. U slučaju da je tijekom gibanja neki marker nestao ili bio sakriven drugim dijelom tijela, program pokušava sam rekonstruirati položaj markera u nekoliko slijedećih slika (*frameova*).

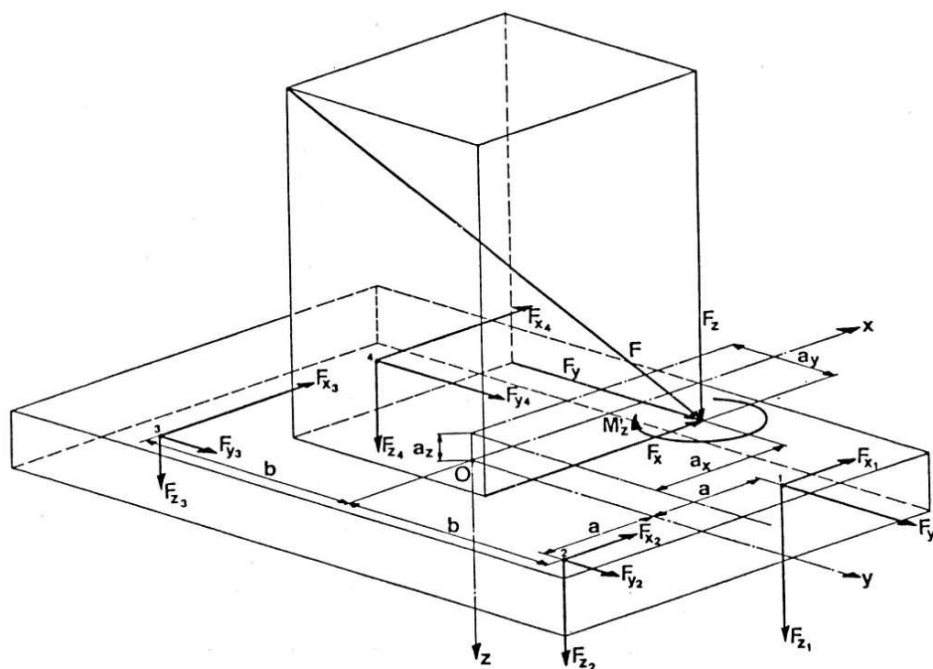
3. Kistler platforma

3.1 Opis rada



Slika 7. Kistler platforma [7]

Platforme su mjerni uređaji koji omogućuju mjerenje ukupnog vektora sile koji nastaje u različitim lokomotornim aktivnostima čovjeka, poput hoda, trčanja, skoka ili stoja, a posebna vrsta platforme je Kistlerova platforma (slika 7). Kistlerova platforma za mjerenje sila je višekomponentna mjerna platforma koja mjeri tri komponente sile koje djeluju na platformu (F_x, F_y, F_z) te tri komponente rezultirajućeg momenta s obzirom na ishodište koordinatnog sustava platforme (M_x, M_y, M_z). Koristi se kartezijev koordinatni sustav. Os z je okomita na površinu platforme, i pozitivan smjer joj gleda u platformu, dok os y gleda u smjeru kretanja tijela prilikom ispitivanja, a os x poprečna os. Koordinatni sustav je definiran za platformu i svaki pretvarač (slika 8). Platforma radi na principu piezoelektričnog pretvarača. Ukoliko ne postoje vlačna naprezanja koja djeluju na površinsku ploču u smjeru osi z, moguće je odrediti dvije koordinate a_x i a_y koje označavaju udaljenost od središta koordinatnog sustava do točke gdje se na površini ploče pojavljuju sile, i slobodni moment M'_z .



Slika 8. Koordinatni sustav platforme [4]

Četiri piezoelektrična pretvarača nalaze se u kutovima platforme. Osim za mjerenje reakcije sile podloge kod hoda, Kistlerova platforma služi za mjerenje stabilnosti. Mjerenje stabilnosti na platformi se primjenjuje se kod ispitivanja u otorinolaringologiji i neurologiji. Električni naboji dobiveni od mjerne platforme su striktno proporcionalni mjerenim. Vrijednosti su pretvorene preko pojačala u analognu istosmjernu voltažu i nakon toga mogu biti snimljene i prikazane kroz vrijednosti.

3.2 Odnosi između sila i momenata i izlaznog signala platforme

Izlaz:

$$X_{1+2}: F_{x_{1+2}} = F_{x_1} + F_{x_2} \quad (1)$$

$$X_{3+4}: F_{x_{3+4}} = F_{x_3} + F_{x_4} \quad (2)$$

$$Y_{1+4}: F_{y_{1+4}} = F_{y_1} + F_{y_4} \quad (3)$$

$$Y_{2+3}: F_{y_{2+3}} = F_{y_2} + F_{y_3} \quad (4)$$

Komponente rezultante sile:

$$F_x = F_{x_{1+2}} + F_{x_{3+4}} \quad (5)$$

$$F_y = F_{y_{1+4}} + F_{y_{2+3}} \quad (6)$$

$$F_z = F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} + F_{z_4} \quad (7)$$

Rezultantna sila:

$$F_R = \sqrt{(F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)} \quad (8)$$

Kutovi:

$$\cos\alpha = \frac{F_x}{|F|} \quad (9)$$

$$\cos\beta = \frac{F_y}{|F|} \quad (10)$$

$$\cos\gamma = \frac{F_z}{|F|} \quad (11)$$

Momenti:

$$M_x = b(F_{z_1} + F_{z_2} - F_{z_3} - F_{z_4}) \quad (12)$$

$$M_y = a(-F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} - F_{z_4}) \quad (13)$$

$$M_z = b(-F_{x_{1+2}} + F_{x_{3+4}}) + a(F_{y_{1+4}} - F_{y_{2+3}}) \quad (14)$$

$$M_x = F_z \cdot a_y - F_y \cdot a_z + M'_x \quad (15)$$

$$M_y = -F_z \cdot a_x + F_x \cdot a_z + M'_y \quad (16)$$

$$M_z = F_x \cdot a_y - F_y \cdot a_x + M'_z \quad (17)$$

$$\sigma_z \geq 0; \quad F_z = \int \sigma_z \cdot dA \geq 0$$

$$F_z < 0; \quad M_x = M_y = 0$$

$$a_x = \frac{F_x \cdot a_z - M_y}{F_z} \quad (18)$$

$$a_y = \frac{F_y \cdot a_z + M_x}{F_z} \quad (19)$$

$$M'_z = M_z - F_y \cdot a_x + F_x \cdot a_y \quad (20)$$

3.3 Značajke platforme

Višekomponentna mjerna platforma je karakterizirana slijedećim značajkama:

- širok raspon mjerenja i frekvencije
- visoka krutost, stoga i minimalni progib kod mjerenja
- visoka sigurnost od preopterećenja
- razne površinske ploče koje se mogu mijenjati bez rekaliibracije; dostupno 6 standardnih alternativnih ploča
- konstrukcija otporna na vođeno prskanje i koroziju
- platforma je spojena 8-polnim kabelom koji je zaštićen u metalnom crijevu i utičnici sa nekoliko ulaza

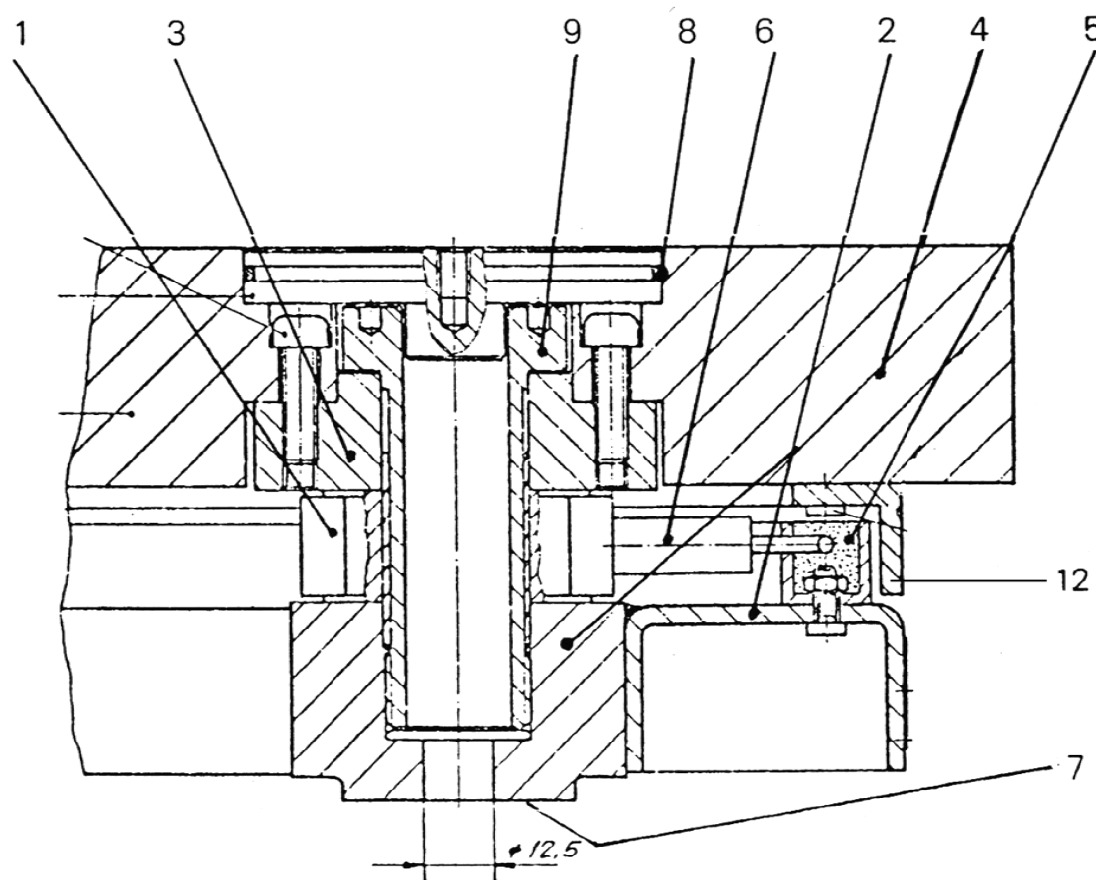
Kistlerovu platformu prema namjeni možemo definirati:

- istraživanje u biomehanici, mjerenje sila koje nastaju u ljudskoj nozi prilikom stajanja, hodanja ili trčanja
- ortopedska istraživanja
- nadziranje rehabilitacijskog procesa kod fraktura, ugrađivanja proteza itd.
- sportska istraživanja, optimiziranje sekvenci pokreta za postizanje vrhunskih rezultata
- neurološka istraživanja poput motoričkih reakcija, mikrovibracija
- mjerenje sila reakcije automobilskih guma na podlozi
- korištenjem posebne elektronske jedinice moguće je određivanje dinamičkog i statičkog koeficijenta trenja

Kistler platforme imaju oznaku „9281 B“ i postoji nekoliko tipova. Osnovna podjela je na materijal ploče koji može biti čelični ili aluminijski, te na platforme sa glatkim površinama bez rupa, slijepim rupama u standardnom uzorku, klasičnim T-prorezima i specijalne verzije platformi.

Moje mjerenje je provedeno na platformi sa čeličnom pločom dimenzija 600x400mm.

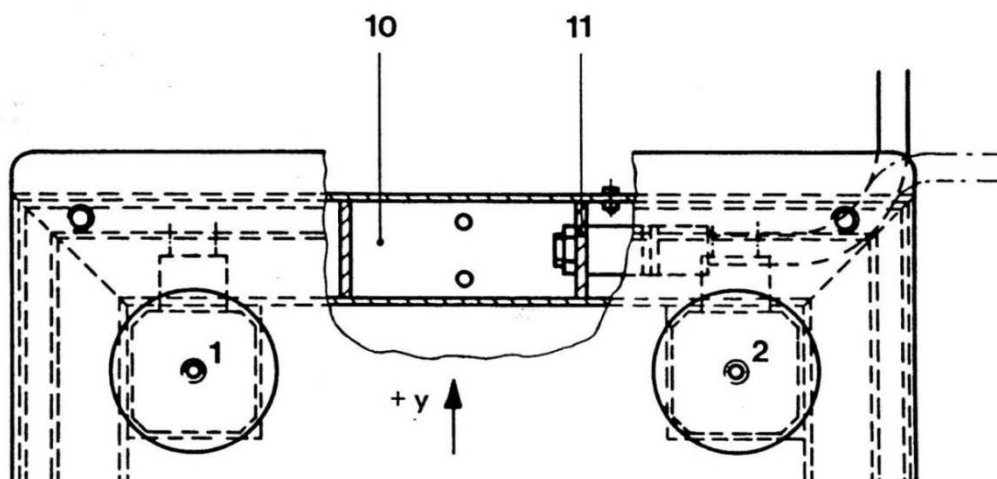
3.4 Presjek platforme



Slika 9. Presjek platforme [4]

Na slici 9 može se vidjeti presjek platforme. Par 3-komponentnog mjernog elementa sile tipa 9067 ili 9068 (1) je smješten između okvira baze (2) i sabijenog komada (3) pomoću šupljih vijaka (9) koji trpe opterećenja do 160 kN. Zamjenjiva površinska ploča je pričvršćena vijcima (3). Električni kabeli prolaze kroz kanal (5) između površinske ploče i okvira do kutije sa spojevima na pozitivnoj y strani platforme.

Spojevi četiri mjerna elementa (6) i kanala s kablovima (5) su zapečaćeni sa silikonom. Platforma ima četiri potporne površine (7) promjera 42mm, koncentrične sa osima mjernih elemenata sile. Pričvršćena je šupljim vijcima kroz glavu utičnice visoke čvrstoće M12x25mm, a otvori su prekriveni poklopcima tako da se cijela platforma može koristiti za mjerenje. „O” prsten (8) služi kao zaštita od ulaza prašine i vode.



Slika 10. Presjek platforme u smjeru y osi [4]

Na pozitivnoj strani y osi (+y) u dijelu gdje se nalazi kanal na okviru platforme (slika 10) je spoj za kabele (10) sa 9-polnom utičnicom. Mjerna platforma je spojena kroz osmeropolni kabel zaštićen metalnim crijevom sa višepolnim utikačem.

Platforma sa čeličnom površinskom pločom ima dodatan poklopac (slika 9) između okvira baznog dijela i ploče. Pri mjerenju reznih sila na primjer, ovaj poklopac sprječava prodor rashladne tekućina ili fluida cjevovod s kabelima, također štiteći i od mehaničkih oštećenja.

Tablica 1. Tehničke karakteristike Kistler platforme

Mjerni raspon sila	F_x [kN]	± 20
	F_y [kN]	± 20
	F_z [kN]	-20...40
Preopterećenje	F_x [kN]	-25/25
	F_y [kN]	-25/25
	F_z [kN]	-25/50
Kalibrirani mjerni raspon	F_x [kN]	0...20
	F_y [kN]	0...20
	F_z [kN]	0...40
Raspon momenata	M_x [Nm]	± 500
	M_y [Nm]	± 500
	M_z [Nm]	± 1000
Prag promjene	F_x [mN]	<5
	F_y [mN]	<5
	F_z [mN]	<10
Frekvencija	x-os[Hz]	~600
	y-os[Hz]	~600
	z-os[Hz]	~750
Krutost ploče	x-os[N/ μ m]	~1000
	y-os[N/ μ m]	~1100
	z-os[N/ μ m]	~600
Osjetljivost	F_x [pC/N]	-8
	F_y [pC/N]	-8
	F_z [pC/N]	-3,8
Varijacija senzitivnosti	%	$\leq \pm 1$
Otpor izolatora	T Ω	>10
Kapacitivnost	pF	630
Raspon radne temperature	°C	-20...70
Moment zatezanja vijaka	Nm	120
Težina	kg	~90
Linearnost	%	$\leq \pm 0,5$
Histereza	%	$\leq 0,5$
Materijal	Nehrđajući čelik	

3.5 Kalibracija platforme

Kalibracija platforme je slijedeći korak u pripremi sustava. Izvode se po istom protokolu kao i kalibracija prostora. Sastoji se od rekonstrukcije 3D koordinata četiri rubne točke na platformi u referentnom koordinatnom sustavu ELITE sustava.

Amass protokol kalibracije platforme se izvodi nakon kalibracije prostora. Pomoću metalnog okvira (slika 11) sa tri reflektirajuća markera koji je postavljen u kut platforme definiran je koordinatni sustav te snimanje traje 10-ak sekundi.



Slika 11. Kalibracija platforme po Amass protokolu [7]

Po Thorovom protokolu (slika 12) kalibracija platforme također slijedi nakon kalibracije radnog prostora, također pomoću koordinatnog okvira ali sa šest reflektirajućih markera. Snimanje se provodi također 10-ak sekundi.



Slika 12. Kalibracija platforme po Thor protokolu [7]

4. Prikupljanje, redukcija i normalizacija podataka

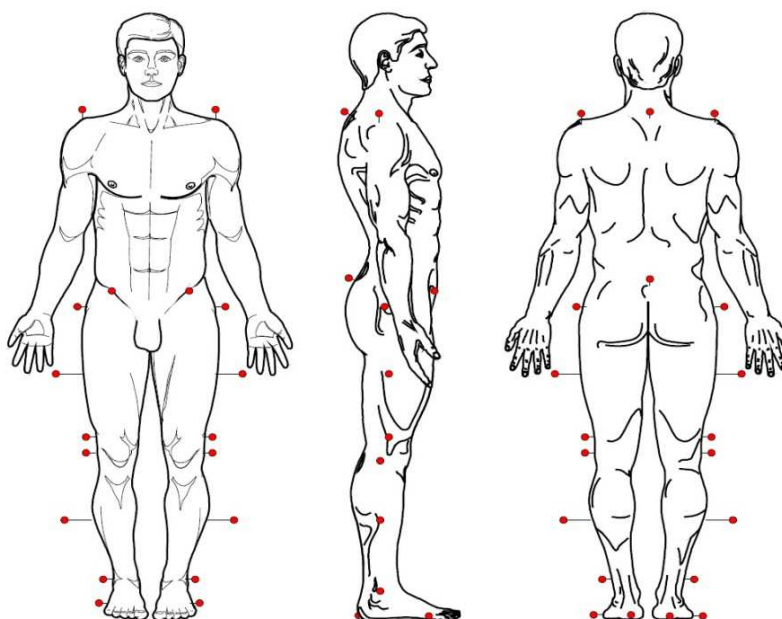
Zadatak ovog rada je bilo provesti mjerenje ljudskog hoda pri normalnoj brzini. Mjerenje je provedeno u Laboratoriju za biomehaniku na Kineziološkom fakultetu.

Provedena je kalibracija radnog prostora (laboratorija) i kalibracija mjerne platforme iz razloga opisanih u poglavlju 2.1 po Thor protokolu. Laboratorij u kojem se nalazi platforma je dimenzija 13x9m, staza za hodanje duljine 10m. Ispitanik je bio autor rada. Nakon kalibracije uslijedilo je utvrđivanje antropomjera, tj. mjerenje mase, visine, širine i dubine zdjelice, promjer koljena, promjer skočnog zgloba i dužine noge. Podaci ispitanikove antropomjere nalaze se u tablici 2.

Tablica 2. Antropomjera

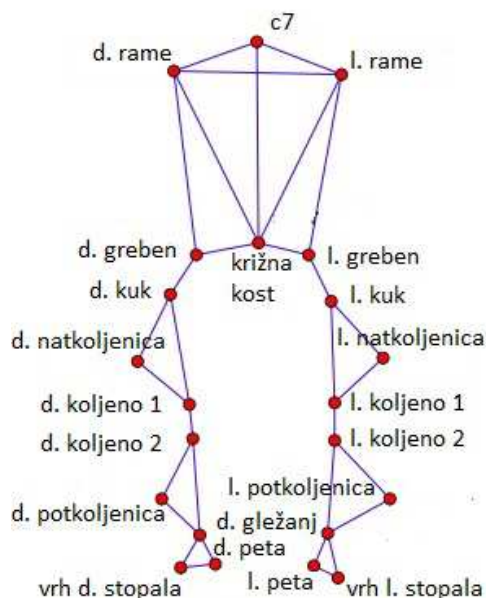
Masa	[kg]	71
Visina	[mm]	177
Širina zdjelice	[mm]	254
Dubina zdjelice	[mm]	110
Širina koljena	[mm]	103
Širina skočnog zgloba	[mm]	78
Duljina noge	[mm]	1000

Nakon utvrđivanja antropomjere slijedi postavljanje reflektirajućih markera na tijelo. Korišteni markeri su promjera 1 cm i stavljani su na tijelo po Davisovom protokolu (slika 13). Davisov protokol je posebno razvijen protokol za potrebe analize hoda, koji podrazumijeva standardizirani način prikupljanja podataka prilagođen kliničkoj medicinskoj uporabi.



Slika 13. Postavljanje markera po Davis protokolu [3]

Sustav prepoznaje označene markere preko softwera, definira njihov položaj u prostoru, povezuje u vezu čime se dobije model ispitanika kako je prikazano na slici 14.



Slika 14.

Model ispitanika od markera spojenih linijama

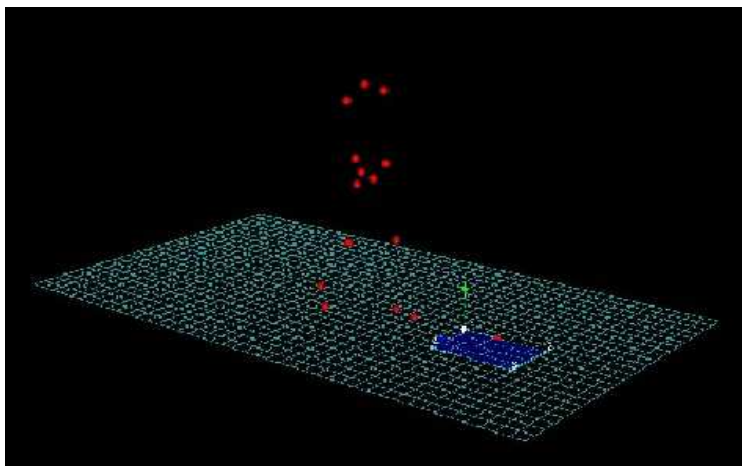
Na temelju uzete antropometrije i postavljenih markera sustav računa centar zglobova. Prvo mjerenje se uzima kao nulto mjerenje, to je 0. kalibracija ispitanika, pri čemu se ispitanik mjeri pri stajanju na platformi sa 22 markera na tijelu. Kod mjerenja hoda dva markera sa pete se uklanjaju, pa se mjerenje hoda radi sa 20 markera. Razlog tome je što je odnos između stopala, pete i prstiju konstantan pa je položaj pete proračunat u sustavu na temelju tih odnosa i marker je maknut zbog nepraktičnog položaja i smetnji pri hodu. Markeri su postavljeni obavezno sa vanjske strane da ne smetaju pri hodu. Također je bitno da ispitanik bude opušten, da ne dolazi do nepotrebnog znojenja radi popuštanja ljepljivog sloja i opadanja markera. Svaki od markera ima 3 prostorne komponente (x, y, z) i komponentu vremena (t).

Kod mjerenja hoda osoba sa poteškoćama prolaz svakom nogom se ponavlja i do 15 puta kako se dobili što točniji podaci i velik uzorak za usporedbu dobivenih podataka. U mojem mjerenju provedeno je 4 prolaza desnom nogom i 3 lijevom. Da bi mjerenje bilo ispravno, ispitanik u svakom prolazu mora nagaziti na platformu punim stopalom, ne prelaziti rubove platforme, stoga se mora odrediti pozicija na stazi s koje kreće prvi korak, a ona ovisi o duljini koraka svake osobe. Nakon određivanja početne pozicije mjerenje može početi.



Slika 15. Primjer neispravnog prolaza

Svaki prolaz se sastoji od hoda po stazi duljine 10m, nagaza punim stopalom na platformu, nastavak kretanja do kraja staze te ponovnog vraćanja do platforme pri čemu ispitanik stane na nju da bi se platforma „resetirala“ prije slijedećeg mjerenja. Neispravan prolaz preko platforme kakav je prikazan na slici 15 se mora ponoviti i dobiveni podaci se odbacuju. Za vrijeme mjerenja kretanje ispitanika se paralelno prati na računalu kako je prikazano na slici 16.



Slika 16. Prikaz mjerenja u „3D viewer“ sučelju

Kinetičko mjerenje je rađeno na osnovi reakcije sila podloge. Platforma mjeri sile u smjeru kretanja F_y , poprečne sile F_x , vertikalne sile F_z , moment podloge oko vertikalne osi M_z , te hvatišta sile P_x i P_y .

U kinematičkom mjerenju dobivamo podatke o pomacima markera, tj. dobivamo njihove trajektorije i odnose kutova.

Izmjerene veličine se pohranjuju na računalo, te se obrađuju metodom inverzne dinamike nakon završetka mjerenja za što operateru treba otprilike 90min. Inverzna dinamika krutih tijela je metoda računanja sila i momenata temeljenih na kinematici (gibanje) tijela i svojstvima inercije (masa, moment inercije). Najčešća primjena ove metode je baš kod povezanih segmenata koji čine model ljudskog tijela. U praksi, inverzna dinamika računa unutarnje momente i sile iz podataka dobivenih mjerenjem gibanja udova i vanjskih sila koje se dobiju u obliku sila reakcija podloge.

Zbog usporedbe podataka utvrđenih pri hodu različitih ispitanika, potrebno je normalizirati podatke. Sile se trebaju podijeliti s težinom ispitanika. Potrebno je normalizirati i vremensku os. Trajanje jednog ciklusa hoda treba predstavljati 100% na vremenskoj osi. Za platformu trajanje kontakta jedne noge s podlogom predstavlja 100% na vremenskoj osi.

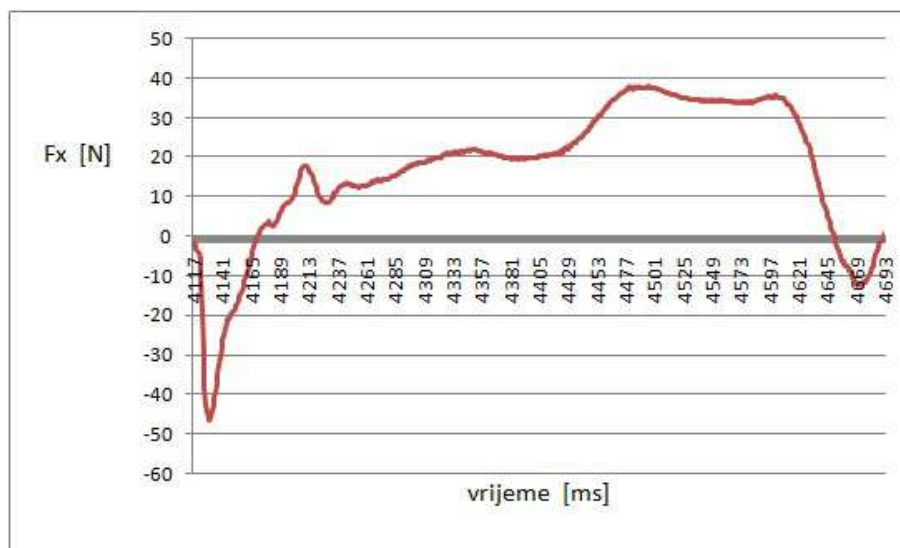
5. Rezultati mjerenja

5.1 Sile reakcije podloge

Obradom podataka dobivenih od platforme u „Smart Analyzer“ softveru dobili smo dijagrame sila i momenata reakcija podloge, te koordinate hvatišta sila. Kao što je objašnjeno u poglavlju 3. kod koordinatnog sustava Kistler platforme **x** je poprečna (lateralna) os, **y** je uzdužna (longitudinalna) os, a **z** je vertikalna os.

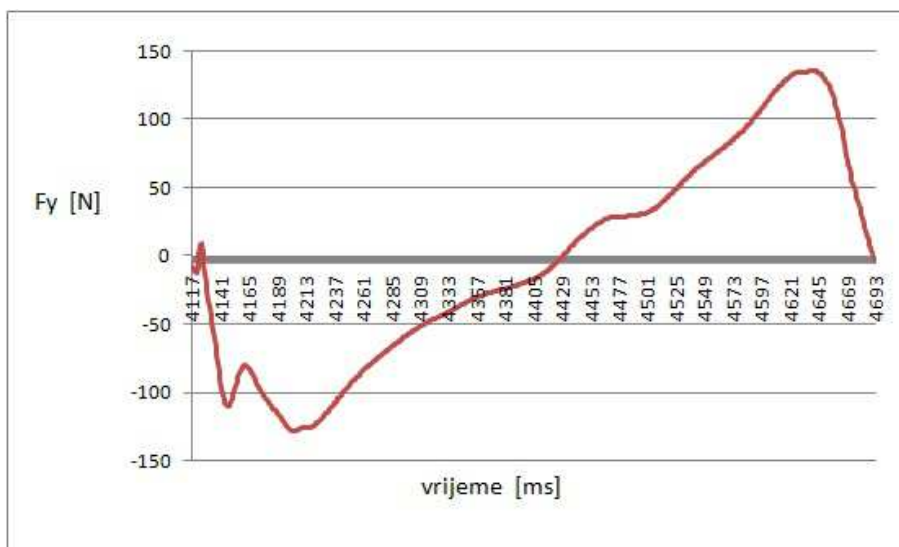
Na slici 17 na ordinati se nalazi poprečna (lateralna) komponenta sile podloge, na apscisi se nalazi vremenska komponenta pri čemu je od ukupnog vremena snimanja uzeto trajanje kontakta noge i platforme.

Poprečna komponenta sile se kao što je vidljivo iz dijagrama u početnom trenutku očitava negativno, u trajanju od približno 50msec, i nakon toga postaje pozitivna. Razlog tome je što je kao i kod većine ljudi kontakt ostvaren u prvom trenu dodira s podlogom po vanjskoj strani stopala, a zatim se oslonac seli prema unutarnjoj strani. Po apscisi je vidljivo da pri normalnom hodu oslonac jedne noge o podlogu traje otprilike 0,5 sekundi.



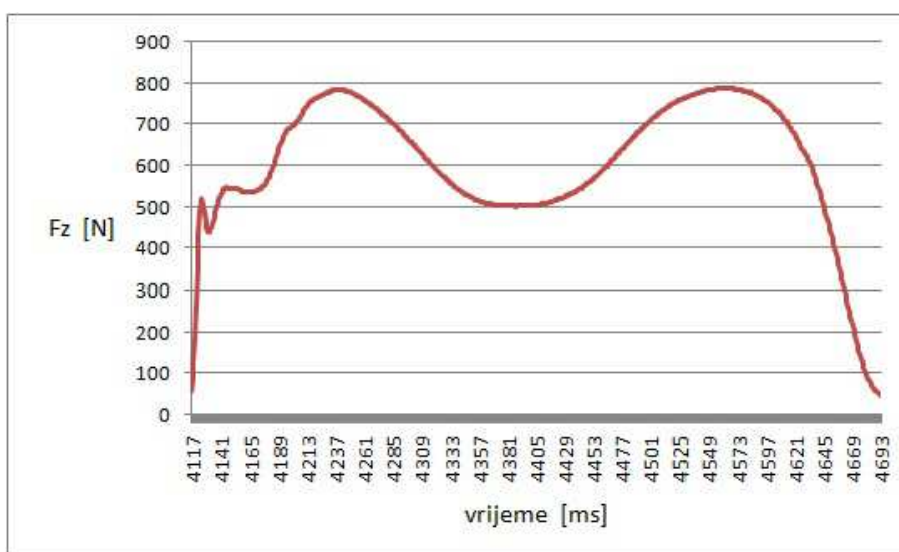
Slika 17. Dijagram poprečne komponente sile

Slika 18 pokazuje uzdužnu (longitudinalnu) komponentu sile koja je veća od poprečne radi raspodjele ravnoteže tijela. Negativne vrijednosti su rezultat „kočenja“, tj. trenutka kad peta dodiruje podlogu, prsti su u zraku, dok u trenutku oslonca na prstima dobivamo pozitivne vrijednosti jer se stopalo odguruje od podloge.



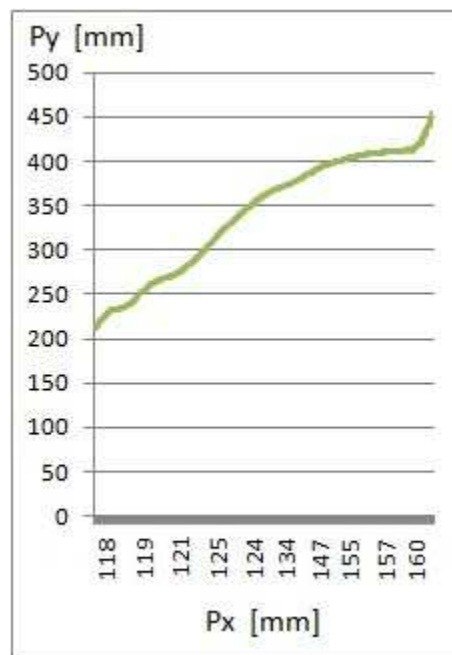
Slika 18. Dijagram uzdužne komponente sile

Slika 19 prikazuje vertikalnu komponentu. Vertikalna komponenta sastoji se dvije vršne vrijednosti. Vertikalna komponenta je manja od težine tijela kada središte mase tijela prelazi preko oslonjenog stopala, a ubrzanje je usmjereno vertikalno prema dolje. Vertikalna komponenta je veća od težine tijela kada su oba stopala na podlozi, a središte mase tijela je usmjereno vertikalno prema gore.



Slika 19. Dijagram vertikalne komponente sile

Slika 20 prikazuje, u koordinatnom sustavu platforme, koordinate hvatišta sile na podlogu za vrijeme kontakta stopala i platforme.

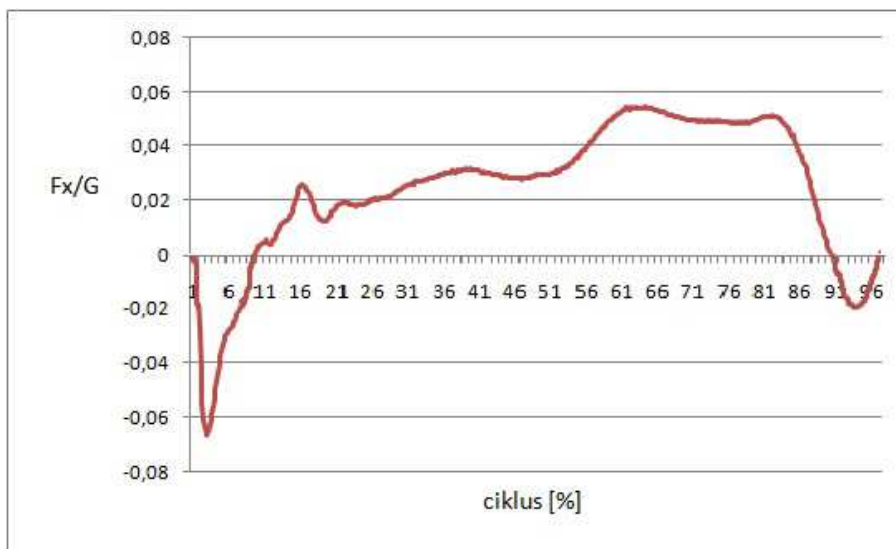


Slika 20. Dijagram hvatišta sile

5.2 Dijagrami normaliziranih podataka

U slijedeća tri dijagrama prikazani su dijagrami poprečne, uzdužne i vertikalne komponente sile nakon normalizacije podataka, izmjerene sile su podijeljene sa težinom ispitanika (696,51N).

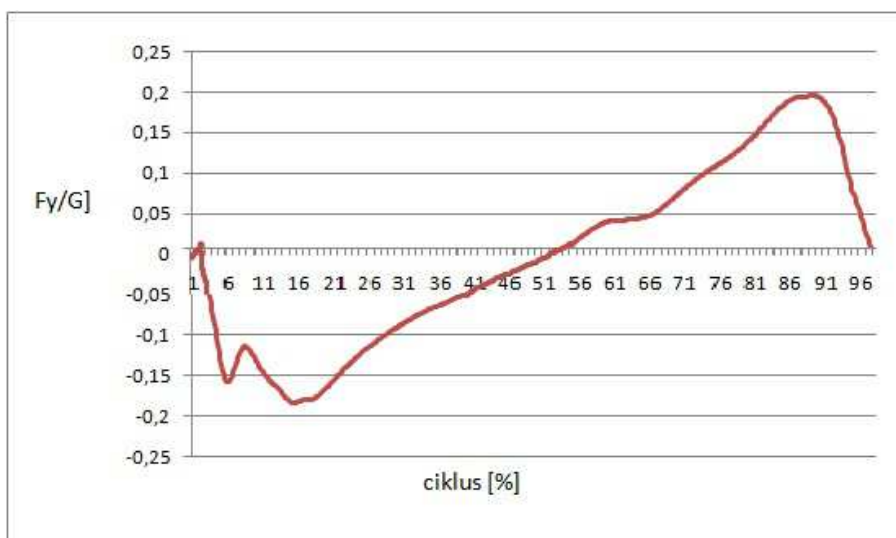
Slika 21 prikazuje dijagram normalizirane poprečne komponente sile.



Slika 21.

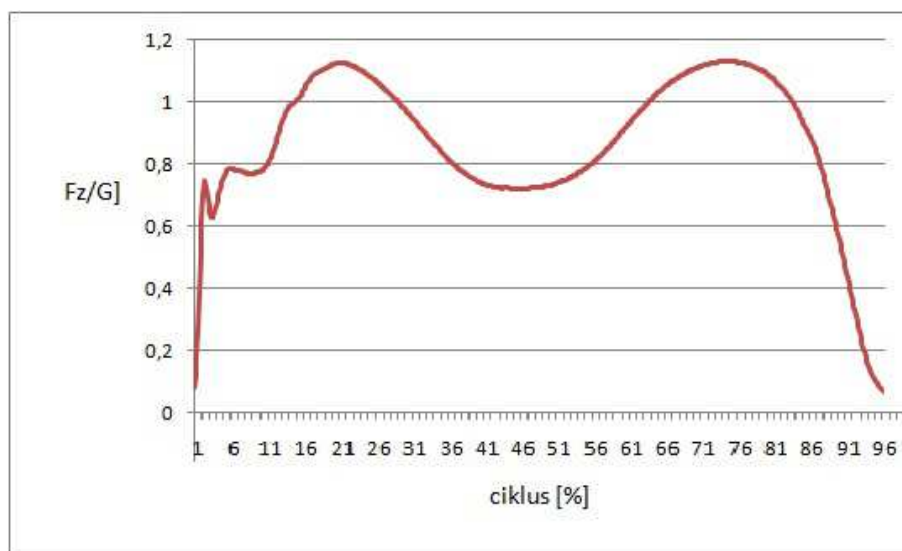
Dijagram normalizirane poprečne komponente sile

Na slici 22 prikazan je dijagram normalizirane uzdužne komponente sile.



Slika 22. Dijagram normalizirane uzdužne komponente sile

Slika 23 prikazuje dijagram normalizirane vertikalne komponente sile.

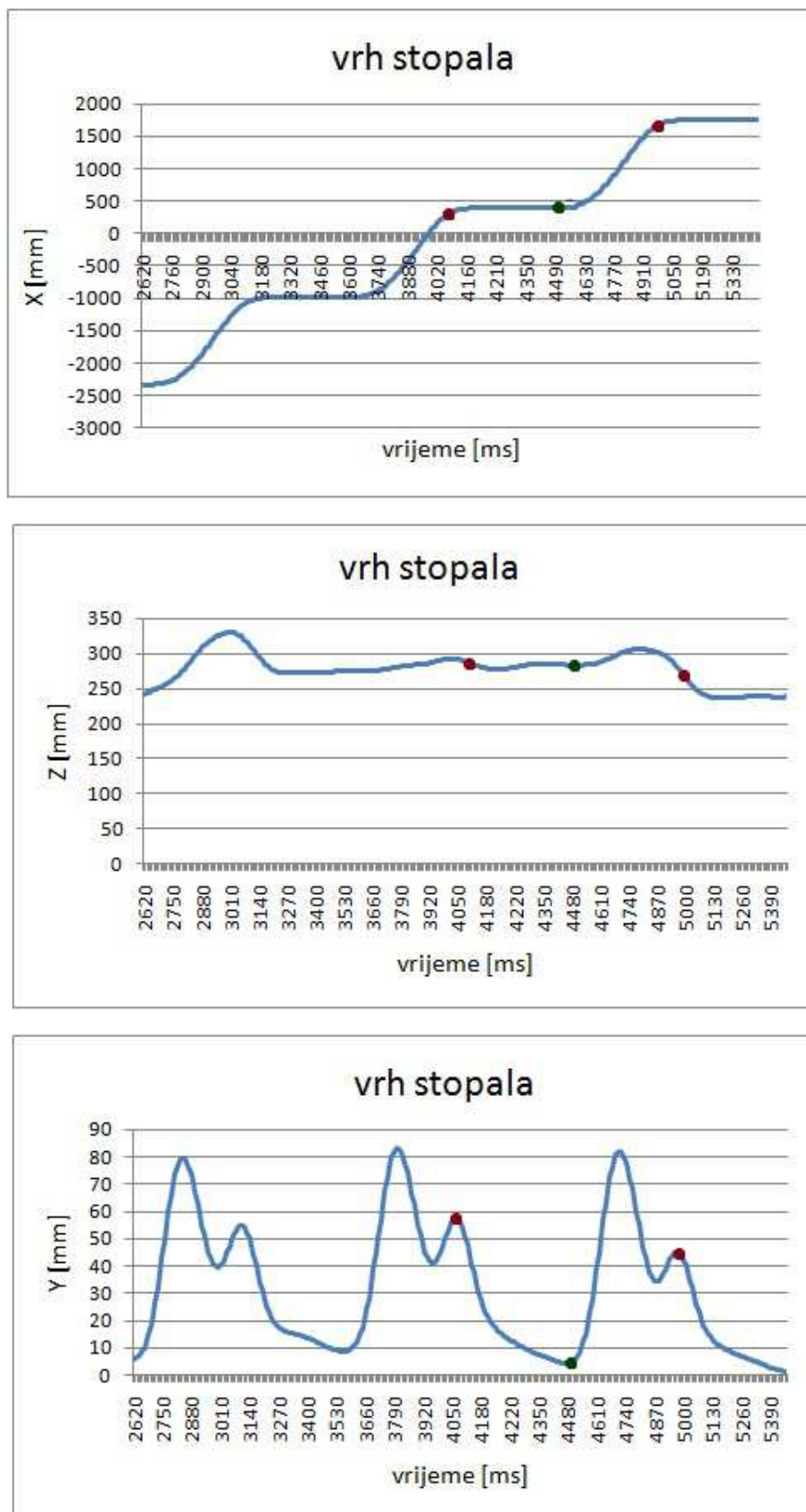


Slika 23. Dijagram normalizirane vertikalne komponente sile

5.3 Pomaci

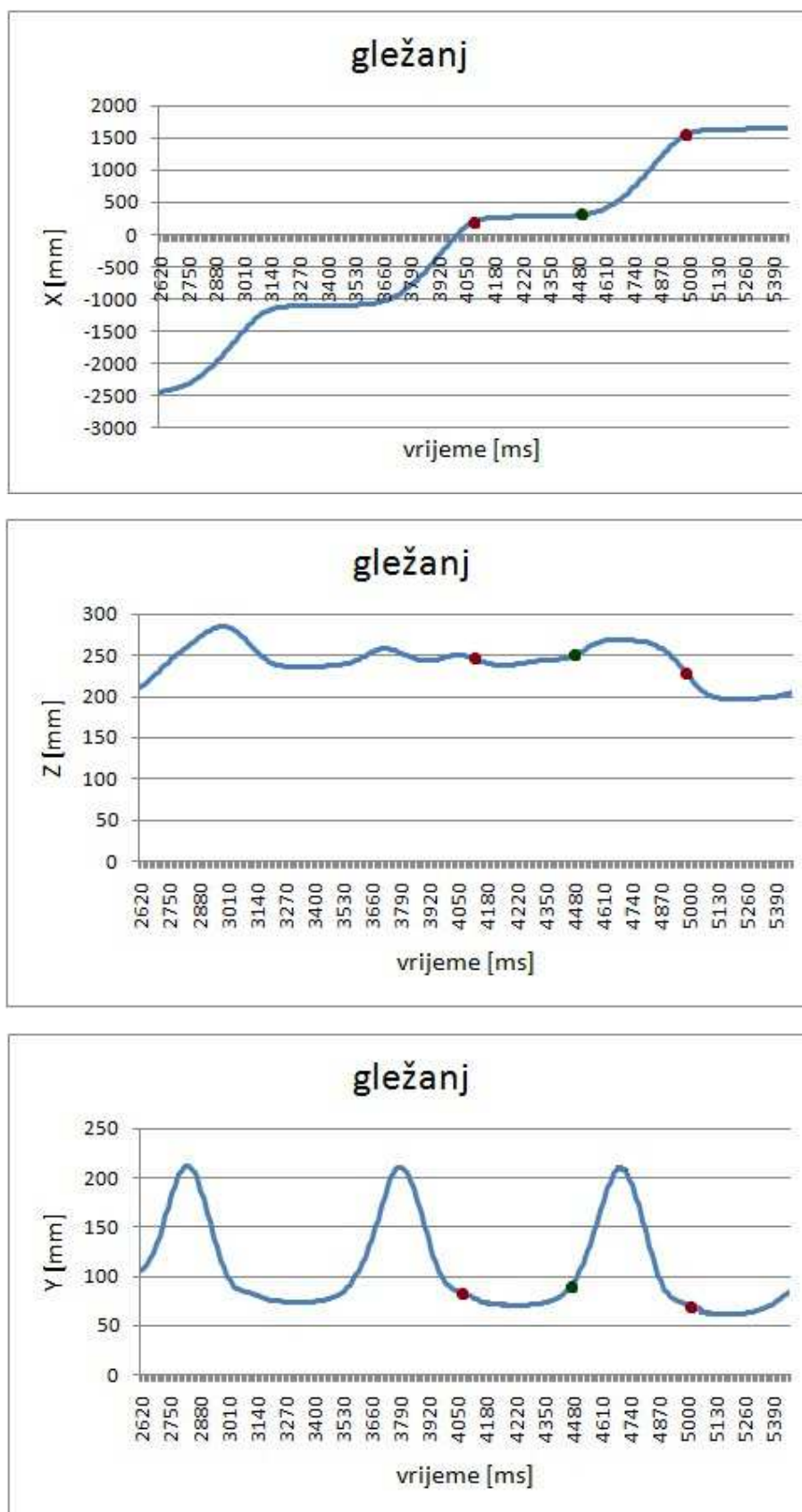
Koordinatni sustav kamera je drugačije definiran nego koordinatni sustav platforme. Os **X** je kod kamera longitudinalna os, gleda u smjeru gibanja, os **Z** lateralna os, poprečna os, i **Y** je vertikalna os. U dijagramima je prikazano ukupno vrijeme hoda, a točkama (● ●) je odvojen period jednog ciklusa. Prva zelena točka (●) označava početak ciklusa hoda, peta je u dodiru s podlogom, crvena točka (●) označava trenutak dodira pete druge noge s podlogom, i druga zelena točka je kraj ciklusa, tj. ponovno dodir iste pete s podlogom. Nakon što se podaci obrade, exportirani su iz „Smart Analyzera“ u notepad (.txt format), a zatim u excel u kojem su izrađeni dijagrami. Za analizu dobivenih rezultata uzeti su podaci desne noge.

Na slici 24 prikazani su pomaci vrha stopala.



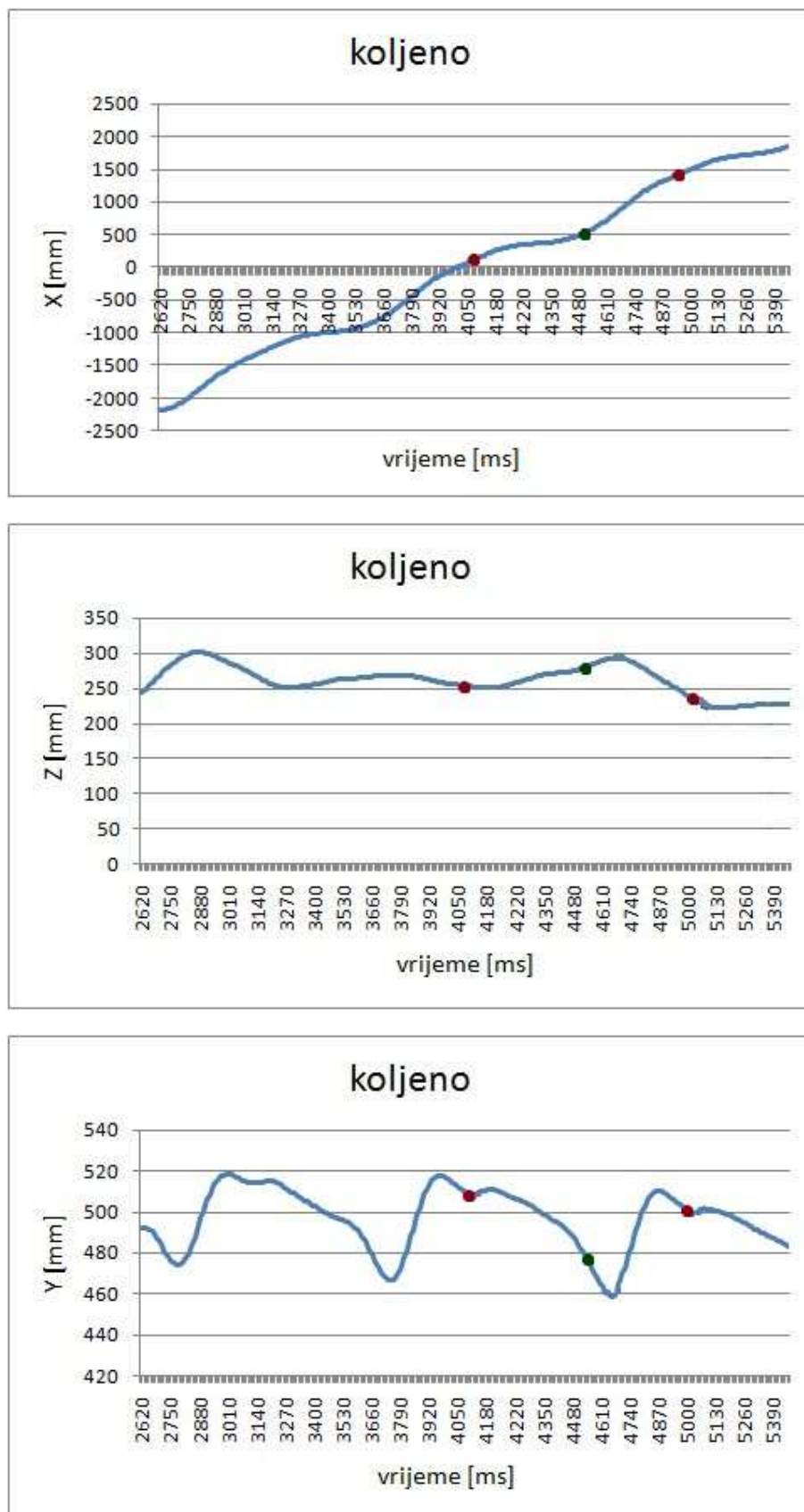
Slika 24. Dijagram pomaka vrha desnog stopala

Na slici 25 prikazani su pomaci gležnja.



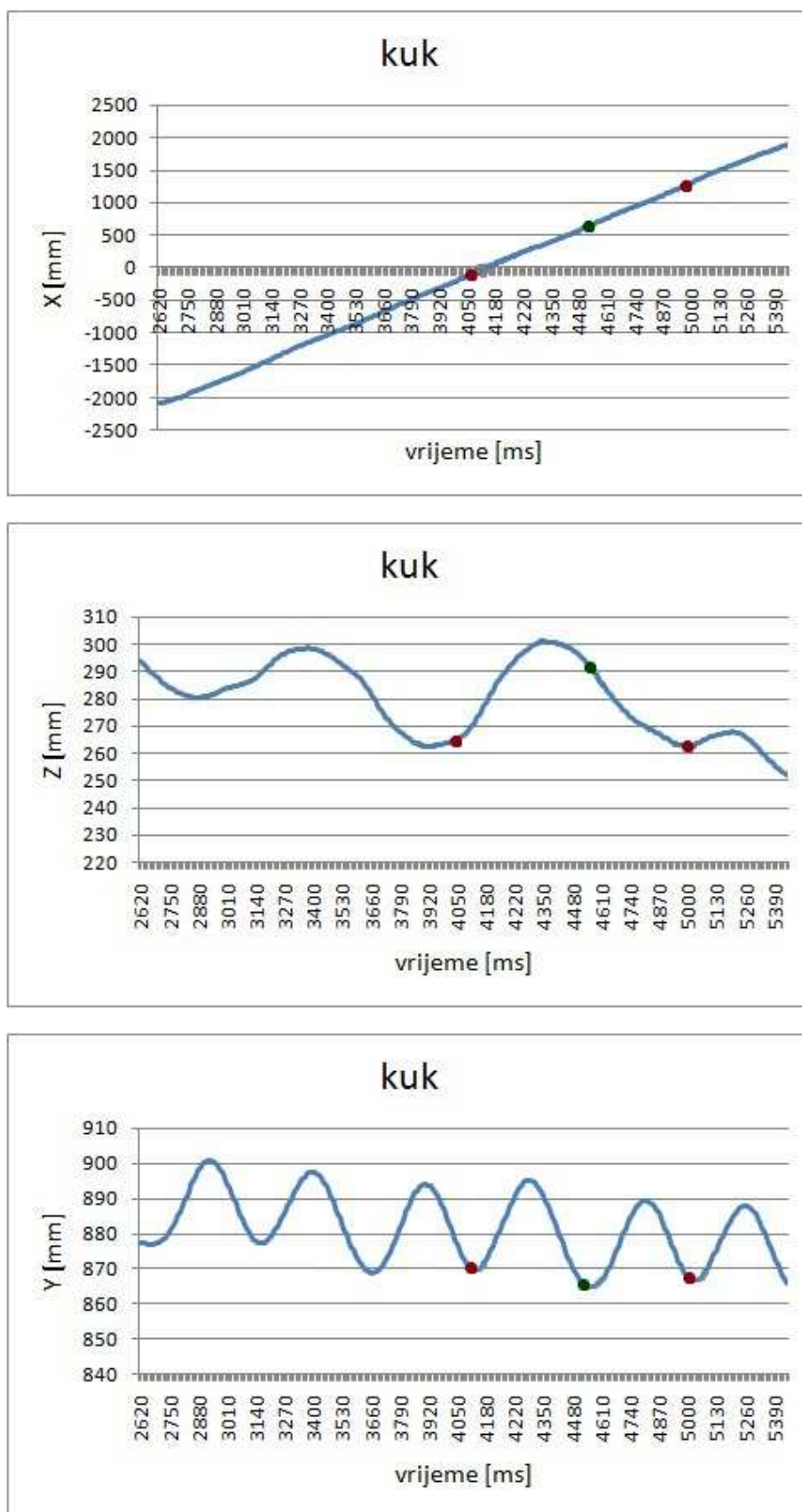
Slika 25. Dijagrami pomaka desnog gležnja

Na slici 26 prikazani su pomaci koljena.



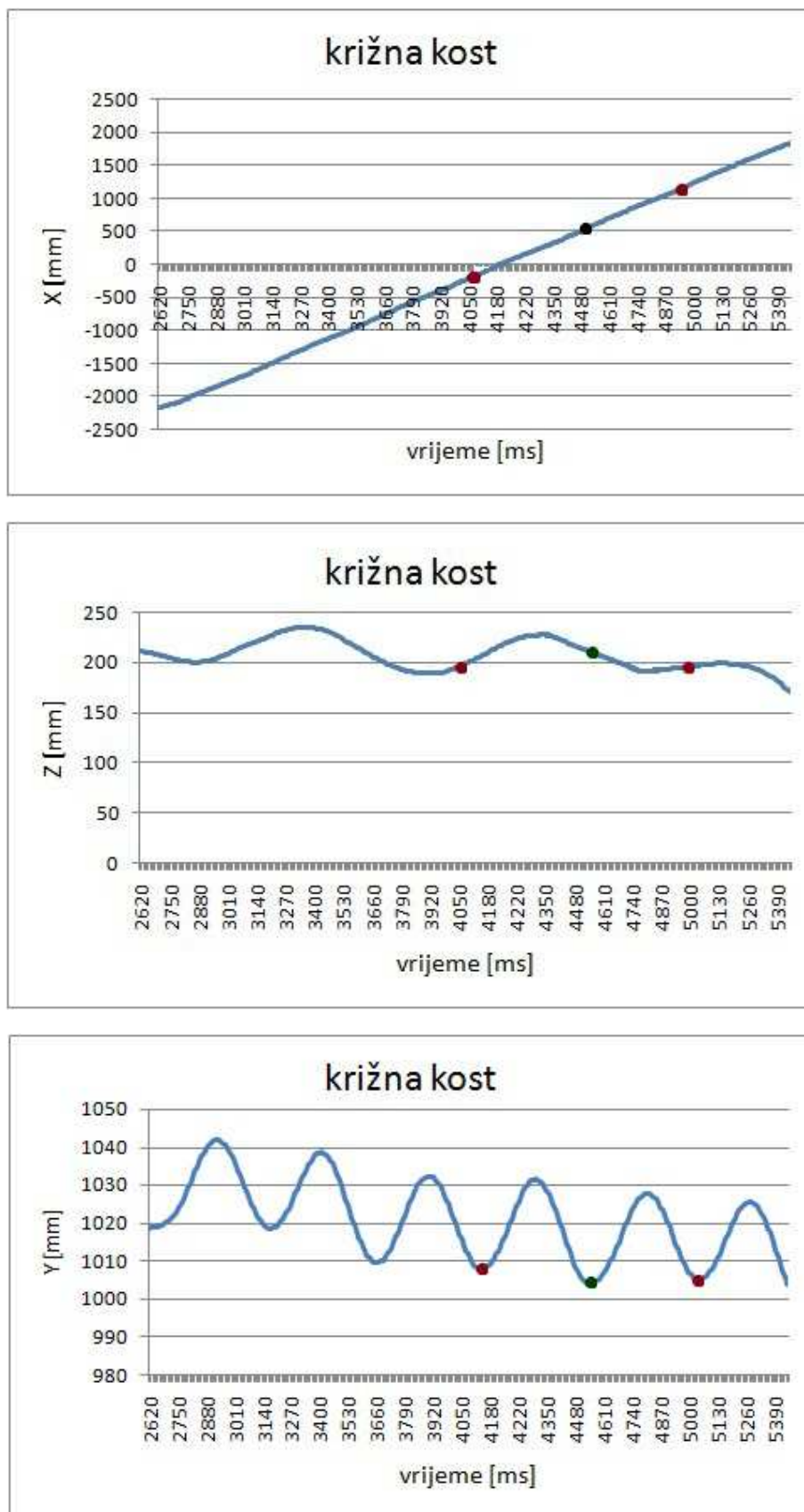
Slika 26. Dijagrami pomaka desnog koljena

Na slici 27 prikazani su pomaci kuka.



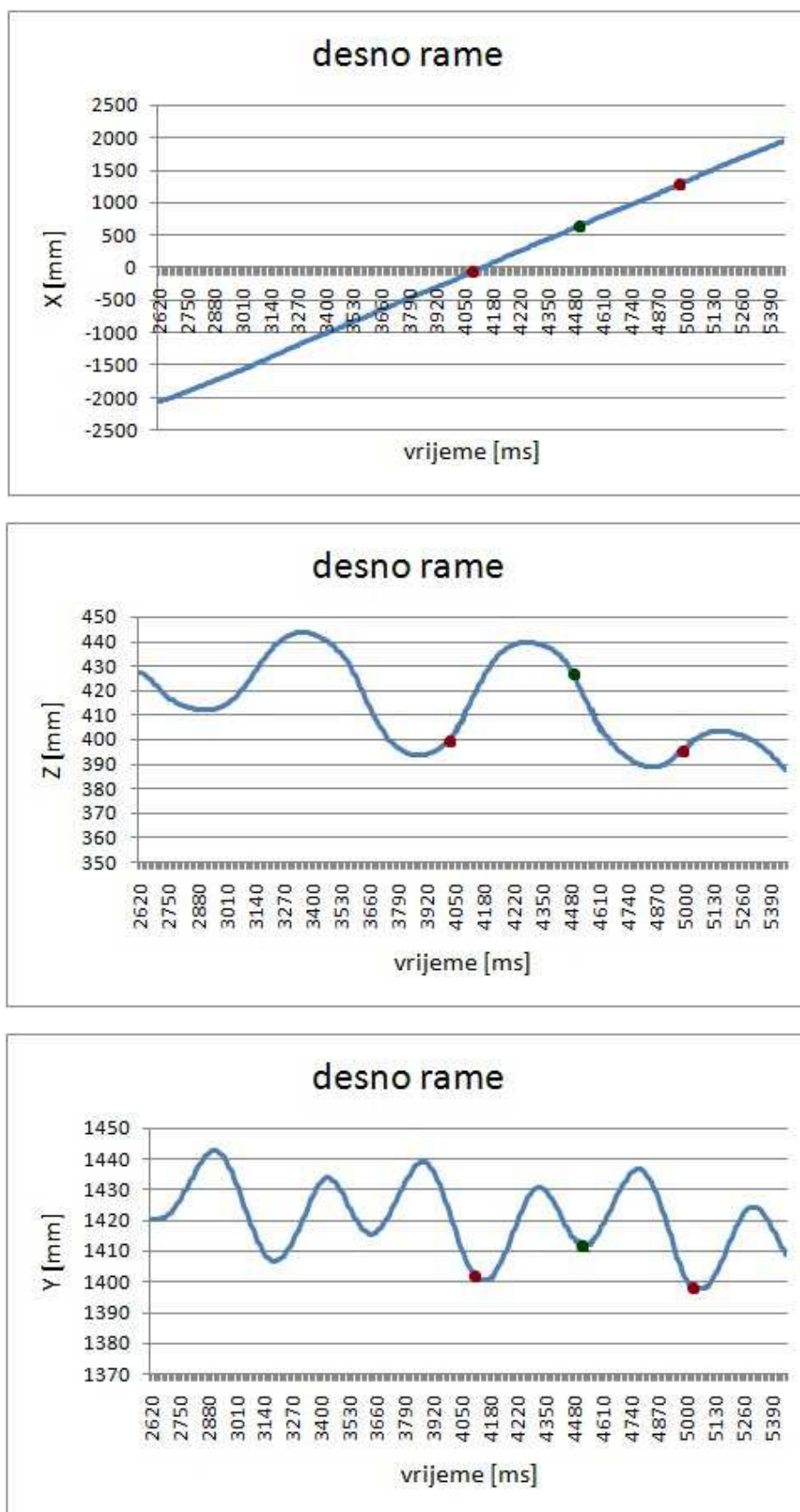
Slika 27. Dijagrami pomaka desne točke kuka

Na slici 28 prikazani su pomaci križne kosti.



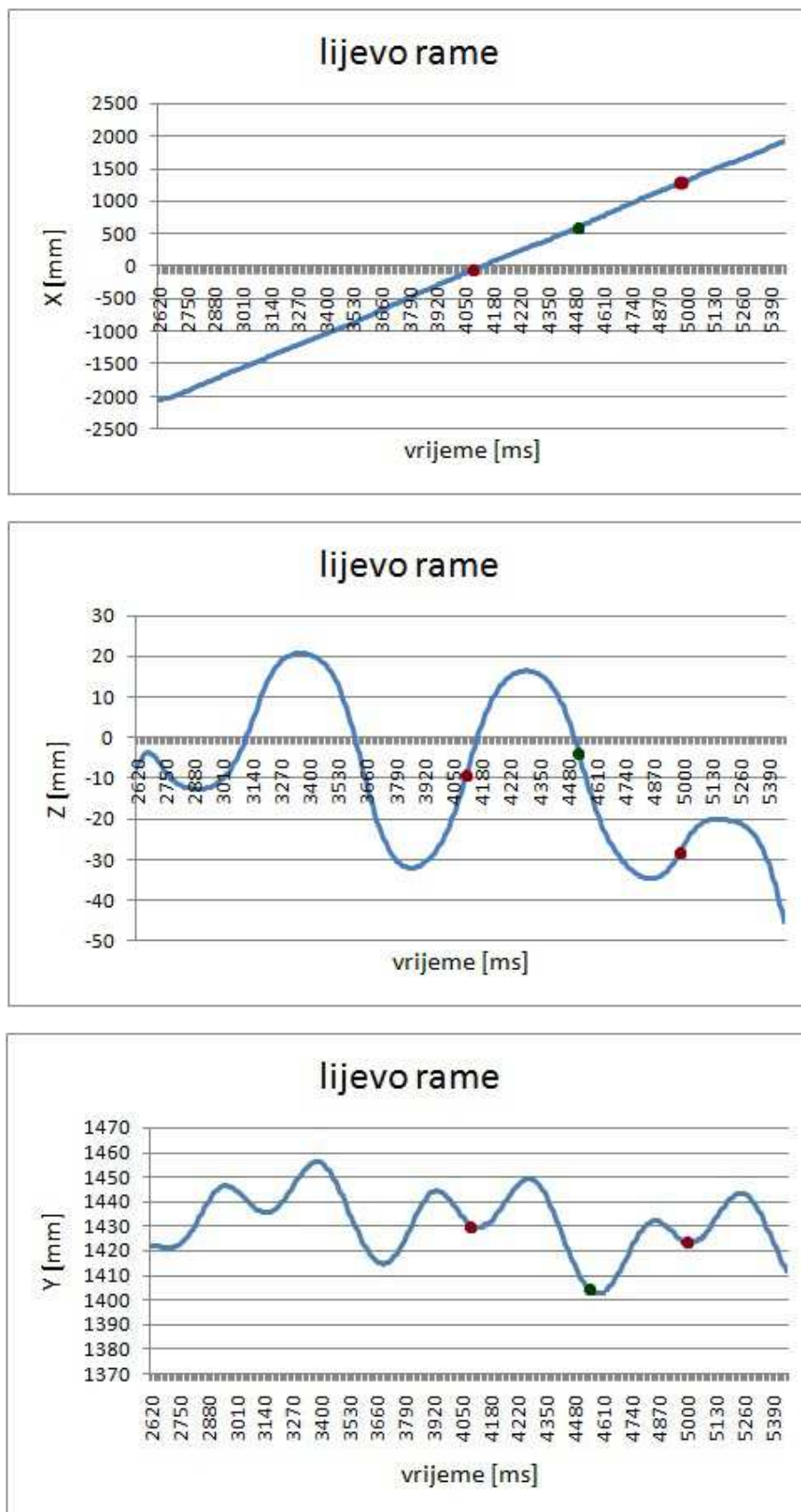
Slika 28. Dijagrami pomaka križne kosti

Na slici 29 prikazani su pomaci desnog ramena.



Slika 29. Dijagrami pomaka desnog ramena

Na slici 30 prikazani su pomaci lijevog ramena.

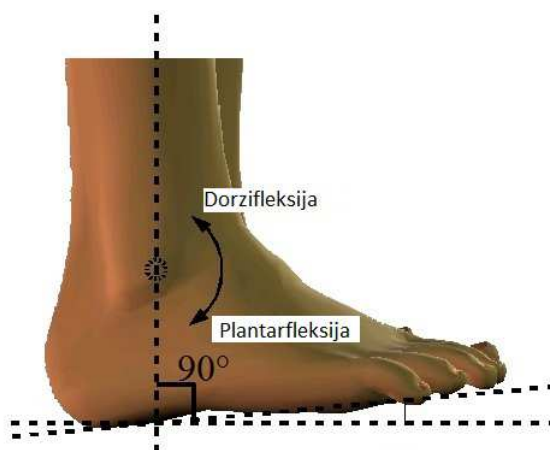


Slika 30. Dijagrami pomaka lijevog ramena

5.4 Kutovi

Vrlo važni za medicinsku analizu hoda ispitanika su kutovi pojedinih zglobova, da bi se dobio potpun uvid u ponašanje svakog segmenta tokom hoda. Ako u nekom od zglobova nastupa bol, prirodna reakcija čovjeka je pokušaj ublažavanja boli, tijelo će odreagirati tako da će oslonac o ozlijeđenu nogu biti mekši, što će utjecati na neravnomjeran raspored kinetičkih parametara, sila i momenata, te promjenu kutova zglobova.

Na slici 31 prikazana je dorzifleksija i plantarfleksija stopala. Dorzifleksija stopala je manji kut koji se zatvara između ravnina stopala pri mirovanju i pomaku. Kut dorzifleksije je šiljasti kut zatvoren između ravnine stopala i ravnine potkoljenice, a kod zdrave osobe je do otprilike 10° . Računamo ga tako da izmjereni kut između te dvije osi oduzmemo od 90° .



Slika 31. Dorzifleksija i plantarfleksija stopala [15]

$90^\circ - x^\circ = \text{dorzifleksija}$

Plantarfleksija je tupi kut zatvoren između ravnine stopala i ravnine potkoljenice, a normalan kut zatvaranja je od 15° do 30° . Računamo ga tako da od izmjenjenog kuta oduzmemo 90° .

$x^\circ - 90^\circ = \text{plantarfleksija}$

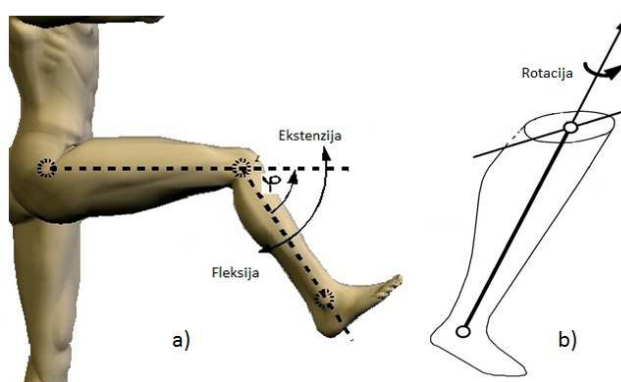
Dijagram dorzifleksije i plantarfleksije stopala je prikazan na slici 32.



Slika 32. Dijagram dorzi-plantarfleksije stopala

Fleksija koljena je unutarnji kut između uzdužne osi potkoljenice i uzdužne osi natkoljenice koji nastaje pri savijanju nogu u koljenu. Što je kut fleksije manji, opterećenja koljena su veća.

Ekstenzija koljena je vanjski kut između istih uzdužnih osi. Najveći kut između potkoljenice i natkoljenice se postiže pri zamahu, prebacivanju oslonca s pete na prste. Rotacija koljena je rotacija uzdužne osi koljena. Fleksija i ekstenzija, te rotacija koljena prikazani su na slici 33.



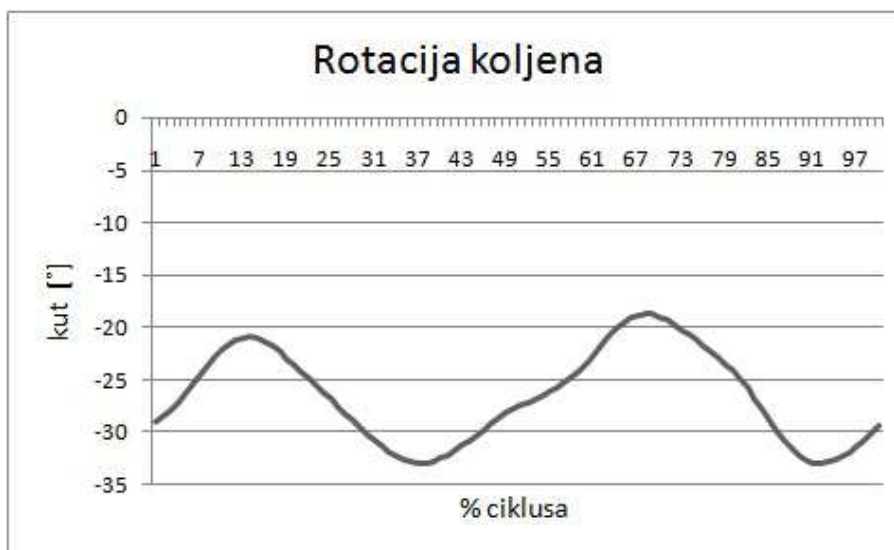
Slika 33. a) fleksija-ekstenzija koljena [16]
b) rotacija koljena [17]

Slika 34 prikazuje dijagrama fleksije i ekstenzije koljena.



Slika 34. Dijagram fleksija-ekstenzija koljena

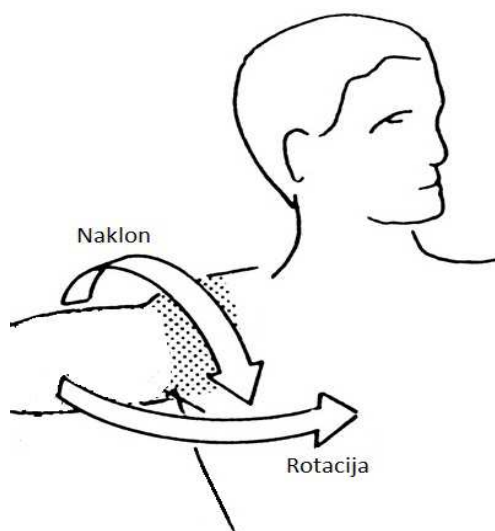
Slika 35 prikazuje dijagram rotacije koljena.



Slika 35. Dijagram rotacije koljena

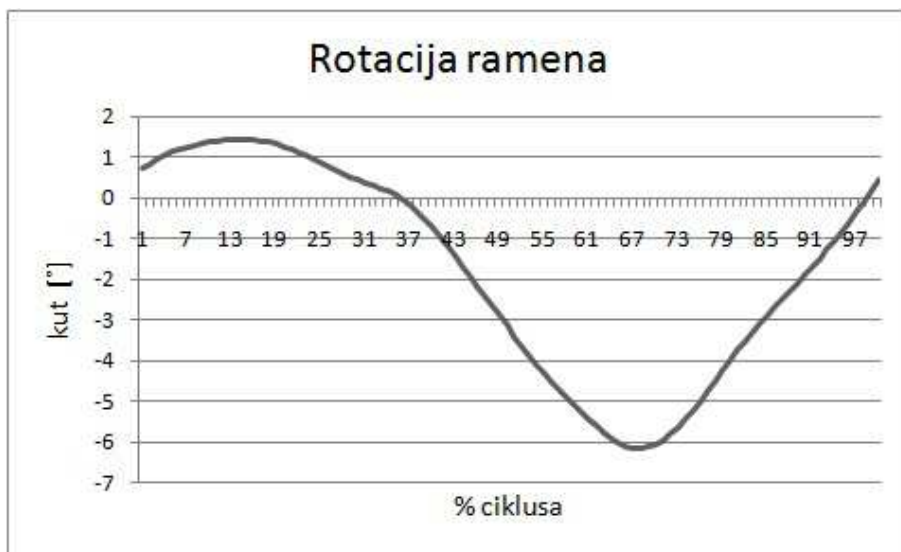
Rotacija ramena je kut koje rame pri pokretu zatvara sa vertikalnom osi, normalna rotacija ovisi o brzini i načinu hodanja.

Naklon ramena označava kut koji rame pri pokretu zatvara sa uzdužnom osi ramena. Rotacija i naklon ramena prikazani su na slici 36.



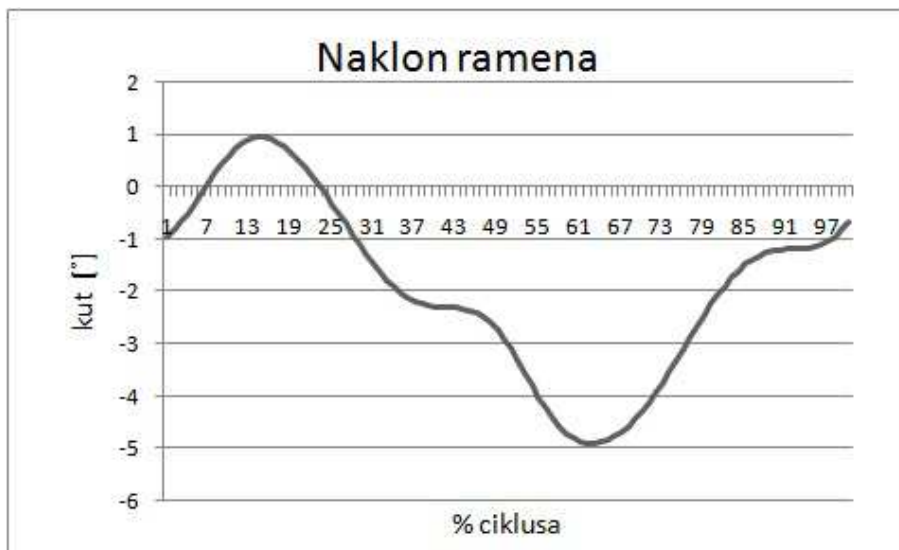
Slika 36. Naklon i rotacija ramena [18]

Na slici 37 prikazan je dijagram rotacije ramena.



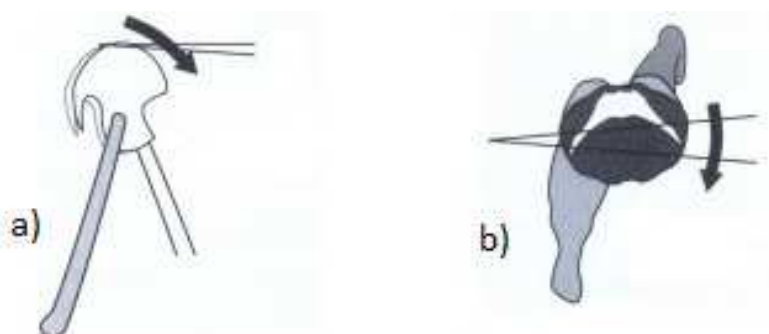
Slika 37. Dijagram rotacije ramena

Slika 38 prikazuje dijagram naklona ramena.



Slika 38. Dijagram naklona ramena

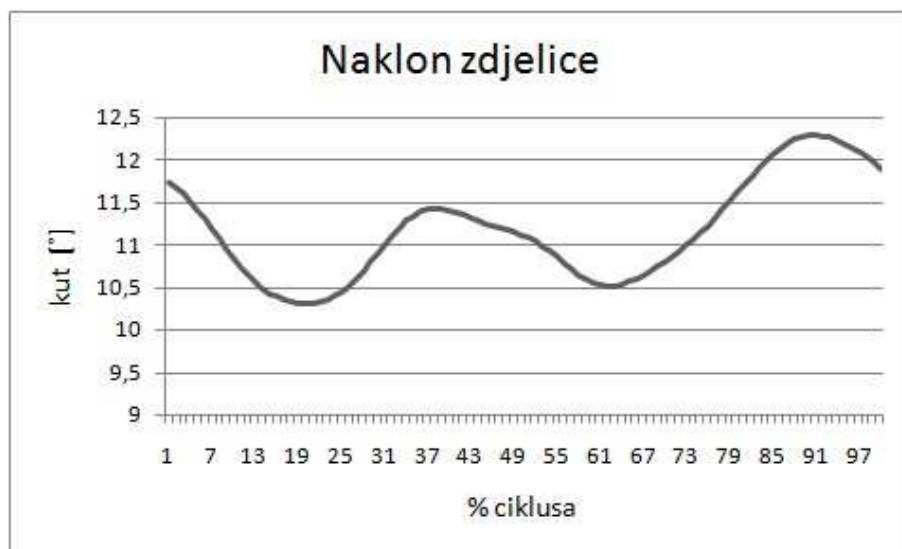
Naklon zdjelice je isti kut između istih osi kao i kod naklona ramena. Pri stajanju normalan kut naklona zdjelice je do 8°. Veliki kut naklona zdjelice može biti pokazatelj nesrazmjera veličine udova, nepravilnost kičme ili zglobova, slabost mišića. Zdjelica rotira oko vertikalne osi. Naklon i rotacija zdjelice prikazani su na slici 39.



Slika 39. a) naklon zdjelice [2]

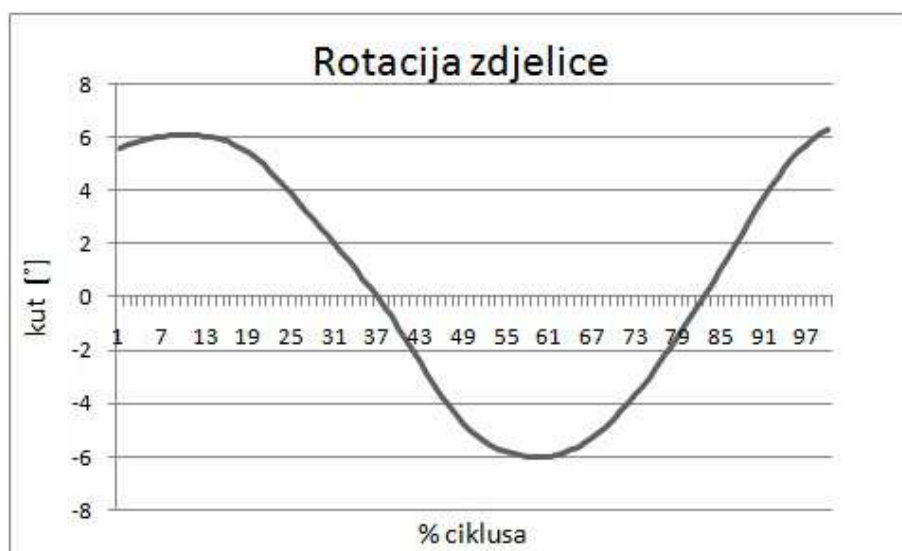
b) rotacija zdjelice [2]

Na slici 40 prikazana je dijagrama naklona zdjelice.



Slika 40. Dijagram naklona zdjelice

Slika 40 prikazuje dijagrama rotacije zdjelice.



Slika 41. Dijagram rotacije zdjelice

6. Zaključak

Razvojem biomehaničkih laboratorija napravljen je veliki iskorak u analizi ljudskog gibanja. Razvijeni sustavi poput ELITE sustava i Kistler platforme, omogućuju brzo i efikasno ispitivanje stanja lokomotornog sustava, bilo u svrhu liječenja ili unaprijeđenja lokomocije. Analiza hoda donijela je veliku korist u svijetu medicine, ponajviše kod liječenja cerebralne paralize. U pogledu sportske traumatologije ovakva biomehanička istraživanja mogu pomoći potpunijem utvrđivanju stanja lokomotornog sustava, ali i mogućnost za napredak kod zdrave osobe, posebice sportaša, ispitivanjem ponašanja zglobova i mišića. U kliničkim uvjetima mjere se generalne karakteristike poput širine koraka, duljine koraka i iskoraka, tempa i brzine. Prednost takve metode je cijena, a nedostatak što daje nespecifične informacije za problem. U laboratorijima za biomehaničku analizu mjeri se prijenos težine preko stopala na podlogu i pozicioniranje stopala na podlogu, pokreti kukova, koljena, ramena i gležnjeva izraženi u kutovima tijekom hoda, unutrašnje sile i momenti sila u svakom zglobu, te mišićna aktivnost tijekom hoda. Mjerene hoda normalnom brzinom standardni je postupak pri procjeni povrede lokomotornog sustava, dobiveni podaci uspoređuju se sa normativom većeg broja ispitanika, te se utvrđuje potencijalne razlike i odstupanja. Pri analizi hoda promatra se duljina iskoraka, simetričnost hoda, trajanje ciklusa hoda svake noge, brzina hoda, poprečni pomaci trupa, prisutstvo abdukcije, prijenos težine i opterećenje noge koje je oslonjena na podlogu, kutovi fleksije i ekstenzije kukova, koljena i gležnjeva. Prednost biomehaničke analize je što se u kratkom vremenu s velikom točnošću može odrediti problematično područje, odrediti terapija ili operacija. Iako vrlo efikasni, ovakvi sustavi za analizu gibanja imaju još prostora za napredak. Jedan od ciljeva razvoja je potpuno uklanjanje markera pri ispitivanju, jer iako je kvaliteta mjerenja dobra, analiza dobivenih podataka nije jednostavna zbog velikog broja prisutnih varijabli. Markeri mogu biti problem i ako se ispitanik znoji što je česta pojava, pa je njihova fiksacija otežana. Također, sustav je osjetljiv na laboratorijske uvjete, podloga bi trebala dobro prigušivati vibracije, svjetlo mora biti ravnomjerno raspoređeno po prostoriji da ne dođe do refleksije i netočnosti na snimkama s kamera. Opremanje ovakvog laboratorija iznosi preko 1 000 000 kn, i potrebno ga je redovno održavati tako da iako cijena nije prevelika ako se uzme obzir da su ovakvi sustavi još uvijek relativno mladi i u fazi razvoja, nije moguća široka primjena. Poželjno je da laboratorij bude opremljen sa dvije mjerne platforme, tako da se jednim prolaskom obrade mjerenja obje noge. Jedan od budućih ciljeva razvoja je primjena vjernijih biomehaničkih modela za kliničke svrhe, gdje bi se detaljnom analizom mišićnog, koštanog i neuro sustava mogla odrediti terapija ili operacija te računalnom simulacijom unaprijed utvrditi ishod intervencije.

Literatura

- [1] <https://fizioterra.wordpress.com/2012/06/17/analiza-hoda/> - pristupljeno 18.12.2012.
- [2]] http://bib.irb.hr/datoteka/409911.Biomehanika_normalnog_hoda_Zadar2009.pdf - pristupljeno 4.1.2013.
- [3] Vladimir Medved, Mario Kasović; Biomehanička analiza ljudskog kretanja u funkciji sportske traumatologije, 2007.
- [4] Operating instructions of multicomponent measuring platform for Biomechanics and industry reprint
- [5] http://hr.wikipedia.org/wiki/Anatomski_izrazi_za_smje%C5%A1taj - pristupljeno 15.12.2012.
- [6] <http://www.btsbioengineering.com/> - pristupljeno 18.12.2012
- [7] Mario Kasović, Radionica „Biomehanika hoda“, Zadar, 2009.
- [8] <http://www2.brooklyn.liu.edu/bbut04/adamcenter/Instrumented%20Analysis%20Website/index.html> - pristupljeno 18.12.2012.
- [9] <http://www.fer.unizg.hr/download/repository/Tonkovic,KDI.pdf> – pristupljeno 27.12.2012
- [10] Dartfish video gait analysis, Studeni 2011.
- [11] http://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis - pristupljeno 15.12.2012.
- [12] <http://kistler.com/> - pristupljeno 15.12.2012.
- [13] http://hdfrm.com/NORMALAN_HOD.pdf/ - pristupljeno 22.12.2012.
- [14] <http://www.ottobock.hr/ortopedska-pomagala/protetika/l-a-s-a-r-biomehanika-proteze/> - pristupljeno 7.1.2013.
- [15] <http://riodb.ibase.aist.go.jp/dhbodydb/properties/a/Weiss-86-01e.html> - pristupljeno 9.1.2013.
- [16] <http://riodb.ibase.aist.go.jp/dhbodydb/properties/a/HQL-00-05e.html> -pristupljeno 9.1.2013.
- [17] <http://ajs.sagepub.com/content/26/2/285/F1.expansion> - pristupljeno 9.1.2013.
- [18] <http://ajs.sagepub.com/content/34/3/423/F3.expansion> - pristupljeno 9.1.2013.